



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Ústav zdravotnických studií



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Rozptýlené záření u pojízdných rentgenových
přístrojů

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika

Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika

Rozptýlené záření u pojízdných rentgenových přístrojů

Scattered radiation of mobile X-ray equipment

Radek Pujman

TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI

Ústav zdravotnických studií

Akademický rok: 2011/2012

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Radek Pujman**
Osobní číslo: **Z10000009**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Rozptýlené záření u pojízdných rentgenových přístrojů**
Zadávací katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Nastudujte funkci rentgenového přístroje a problematiku rentgenového vyšetření.

Seznamte se s možnostmi ochrany před rentgenovým zářením.

Naměřte intenzitu rozptýleného záření u pojízdných rentgenových přístrojů a zhodnoťte za-
sažení dalších osob v okolí rentgenového zařízení.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy: **50 - 70 stran**

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

Editor: KLENER, Vladislav - Principy a praxe radiační ochrany, vyd. Praha: Azin CZ, 2000, ISBN 80-238-3703-6

BUSHONG, Stewart, Radiologic Science for Technologist, vyd. St. Louis, The C.V. Mosby Company, 1988, ISBN 0-8016-1532-1

SVOBODA, Milan, Základy techniky vyšetřování rentgenem, vyd. Praha, Avicenum, 1976

CHUDÁČEK, Zdeněk, Radiodiagnostika I.část, vyd. Brno, Idvpz, 1995, ISBN 80-7013-114-4

KLENER, Vladislav a spol, Hygiena záření, vyd. Praha, Avicenum, 1988

Vedoucí bakalářské práce:

doc. MUDr. Jaroslav Ort, CSc.

Ústav zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce:


31. března 2012

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2013

prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 29. března 2013

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce a konzultantem.

Datum: 29. 4. 2013

Podpis



Poděkování

Děkuji doc. MUDr. Jaroslavu Ortovi, CSc. za cenné rady a připomínky při vedení mé bakalářské práce.

Děkuji Ing. Zdeňku Šebestiánovi a Ing. Kamile Kulhové za trpělivost a pomoc při získávání potřebných informací.

Anotace

Jméno a přímení:	Radek Pujman
Instituce:	UZS – Biomedicínská technika
Název práce:	Rozptýlené záření u pojízdných rentgenových přístrojů
Vedoucí práce:	doc. MUDr. Jaroslav Ort, CSc.
Počet stran:	77
Počet příloh:	3
Rok obhajoby:	2013

Souhrn:

Bakalářská práce „Rozptýlené záření u pojízdných rentgenových přístrojů“ pojednává o účincích rozptýleného záření v radiodiagnostice. Rozptýlené záření má schopnost ionizace a vzniká interakcí rentgenového záření s tkání přímo v těle vyšetřovaného pacienta. V první části bakalářské práce je popsán vznik a vlastnosti rentgenového záření, jeho účinky na živé organismy, aplikace tohoto záření v diagnostické radiologii a také jak je možné se před tímto zářením chránit.

Druhá část této bakalářské práce se zabývá problematikou ozáření okolí při vyšetřování pojízdným rentgenovým přístrojem. Tyto přístroje se nepoužívají jen ve speciálně odstíněných místnostech jako stacionární rentgenové zařízení. Při jejich používání proto může dojít k ozáření obsluhy a dalších pacientů v jejich blízkém okolí. Cílem této práce je naměřit radiaci v okolí pojízdných rentgenových přístrojů a vyhodnotit rizika pro obsluhu a imobilní pacienty nacházející se v blízkosti tohoto zdroje rentgenového záření.

Klíčová slova: pojízdný rentgenový přístroj, rozptýlené záření, rentgenové záření

Annotation

Name and surname: Radek Pujman

Institution: UZS – Biomedical technology

Title: Scattered radiation of mobile X-ray equipment

Supervisor: doc. MUDr. Jaroslav Ort, CSc.

Pages: 77

Apendix: 3

Year: 2013

Summary:

Bachelor thesis „Scattered radiation of mobile X-ray equipment“ is focused on the effects of scattered radiation in diagnostic radiology. The Scattered radiation has the ability of ionization and it is produced by interaction of X-rays with tissue in the body of the examined patient. The first part of the thesis describes the generation and characteristics of X-rays, its effect on living organism, the application of the radiation in diagnostic radiology, as well as protection options against this radiation.

The second part of the thesis deals with issue of irradiation surrounding area during using mobile X-ray equipment. These devices are not used just in specially shielded rooms as stationary X-ray equipments are. During their usage it can result in exposure of staff and other patients in surrounding area. The objective of the thesis is to measure the radiation near the mobile X-ray equipment and assess the risk for the stuff and for immobile patients in the vicinity of the X-ray source.

Key words: mobile X-ray equipment, scattered radiation, X-ray

Obsah

Seznam obrázků a grafů	9
Seznam tabulek	10
Seznam symbolů a zkratek	11
Úvod	12
1 Rentgenové záření a jeho vlastnosti	13
1.1 Elektromagnetické spektrum	13
1.2 Vlastnosti rentgenového záření	14
1.3 Jednotky a veličiny rentgenového záření	15
2 Interakce rentgenového záření s hmotou	19
2.1 Základní mechanismy	19
2.2 Druhy interakcí	19
3 Biologické účinky záření	25
3.1 Přímý a nepřímý účinek záření	25
3.2 Poškození buněk způsobené ionizujícím zářením	27
3.3 Poškození ionizujícím zářením u lidského organismu	29
3.3.1 Deterministické účinky záření	30
3.3.2 Stochastické účinky záření	35
4 Ochrana před účinky rentgenového záření	38
4.1 Princip zdůvodnění	38
4.2 Princip optimalizace	39
4.3 Další pravidla radiační ochrany	40
5 Rentgenový přístroj	42
5.1 Druhy rentgenových zařízení	42
5.2 Rentgenka	42
5.2.1 Anoda	43
5.2.2 Katoda	43

5.2.3	Elektrické napájení rentgenky	44
5.3	Záření vzniklé na rentgence	44
5.3.1	Brzdné rentgenové záření	44
5.3.2	Charakteristické rentgenové záření	45
5.4	Kryt rentgenky	46
6	Cíle a metodika výzkumu	47
6.1	Cíle	47
6.2	Metodika	47
6.2.1	Měření rozptýleného záření	47
6.2.2	Materiály poskytnuté nemocnicemi	50
7	Měření rozptýleného záření	51
7.1	Měření č. 1 – BATRIK	52
7.2	Měření č. 2 – TMX	53
7.3	Měření č. 3 – Polymobil 10	54
7.4	Měření č. 4 – FCR-MB 101	55
7.5	Měření č. 5 – Praktix 33	56
8	Materiály nemocnic	57
8.1	Hodnoty uvedené v materiálech od nemocnic	58
9	Diskuze	63
10	Závěr	66
	Seznam použité literatury	68
	Seznam příloh	72
	Příloha A – Průměrné roční ozáření	73
	Příloha B – Druhy rentgenových zařízení	74
	Příloha C – Příklad nemocničního protokolu	75

Seznam obrázků a grafů

Obrázek 1 – Elektromagnetické spektrum	13
Obrázek 2 – Klasický Thomsonův rozptyl	20
Obrázek 3 – Fotoelektrický jev	21
Obrázek 4 – Comptonův jev	22
Obrázek 5 – Tvorba elektron-pozitronového páru	23
Obrázek 6 – Fotojaderná reakce	24
Obrázek 7 – Přímý a nepřímý účinek záření	27
Obrázek 8 – Jednoduchý a dvojitý zlom	28
Obrázek 9 – Průběh a možný vývoj buňky zasažené ionizujícím zářením	29
Obrázek 10 – Brzdné rentgenové záření	45
Obrázek 11 – Charakteristické rentgenové záření	46
Obrázek 12 – Situace při měření	48
Obrázek 13 – Mobilní rentgenové zařízení	74
Obrázek 14 – Stacionární skiagrafické rentgenové zařízení	74
Obrázek 15 – Mamografické rentgenové zařízení	74
Obrázek 16 – CT zařízení	74
Graf 1 – Hodnoty z měření	64
Graf 2 – Hodnoty z nemocničních materiálů	65
Graf 3 – Průměrné roční ozáření	73

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Radiační váhové faktory	17
Tabulka 2 – Tkáňové váhové faktory	17
Tabulka 3 - Odhad velikosti obdržené dávky na kůži rukou	33
Tabulka 4 – Koeficienty rizika pro jednotlivé orgány a tkáně	36
Tabulka 5 – Diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření	39
Tabulka 6 – Podmínky při měření	51
Tabulka 7 – Měření č. 1	52
Tabulka 8 – Měření č. 2	53
Tabulka 9 – Měření č. 3	54
Tabulka 10 – Měření č. 4	55
Tabulka 11 – Měření č. 5	56
Tabulka 12 – Rentgenové zařazení	57
Tabulka 13 – Podmínky u měření	57
Tabulka 14 – Hodnoty z protokolu č. 1	58
Tabulka 15 – Hodnoty z protokolu č. 2	58
Tabulka 16 – Hodnoty z protokolu č. 3	59
Tabulka 17 – Hodnoty z protokolu č. 4	59
Tabulka 18 – Hodnoty z protokolu č. 5	60
Tabulka 19 – Hodnoty z protokolu č. 6	60
Tabulka 20 – Hodnoty z protokolu č. 7	60
Tabulka 21 – Hodnoty z protokolu č. 8	61
Tabulka 22 – Hodnoty z protokolu č. 9	61
Tabulka 23 – Hodnoty z protokolu č. 10	62
Tabulka 24 – Hodnoty z protokolu č. 11	62
Tabulka 25 – Průměrné roční ozáření	73

Seznam symbolů a zkratek

RTG – rentgen

ALARA – as low as reasonably achievable

TUL – Technická univerzita v Liberci

UZS – Ústav zdravotnických studií

FFD – vzdálenost ohniska od povrchu kazety

DNA – deoxyribonukleová kyselina

SSB – jednoduchý zlom

DSB – dvojitý zlom

CT – výpočetní tomografie

PMMA - polymetylakrylát

Úvod

Večer, 8. listopadu 1895, byl proveden experiment, z něhož poznatky zanedlouho zásadně ovlivnili medicínu i další obory. Tento experiment prováděl Wilhelm Conrad Röntgen. Byla to šťastná náhoda, když zjistil, že z katody vychází záření, které prochází i přes černý neprůhledný papír a které způsobilo světélkování krystalků platnokyanidu barnatého. Toto záření následně pojmenoval paprsky X, v češtině se nejčastěji setkáme s názvem rentgenové záření.

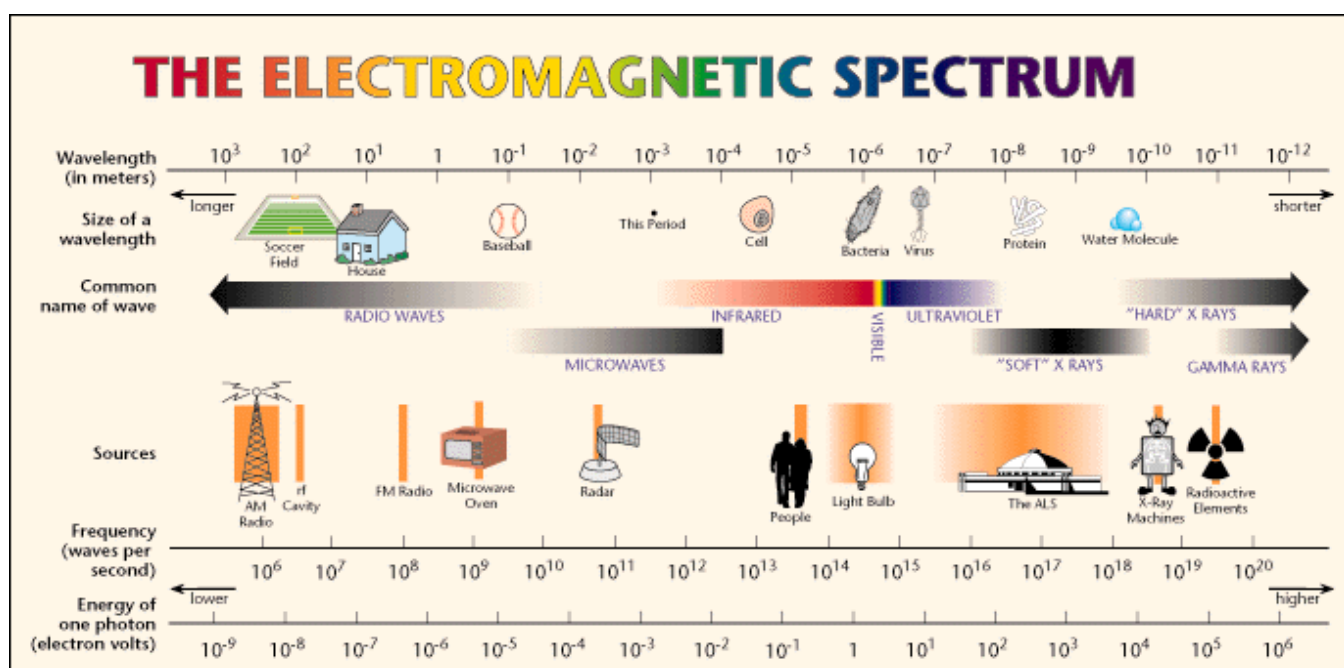
Během dalšího bádání se vedle poznatků o vlastnostech tohoto záření objevily také poznatky o jeho škodlivých účincích. Toto byl důvod k postupnému zavádění pravidel radiační ochrany. Jednou z nejvíce exponovaných skupin lidí jsou zdravotničtí pracovníci, a proto se zpočátku věnovala pozornost právě na jejich ochranu. Společně s dalším seznamováním s účinky rentgenového záření se začali odborníci zajímat také o pacienty, kteří byli léčeni a vyšetřováni pomocí tohoto záření. Z umělých zdrojů ionizujícího záření představuje lékařská expozice největší podíl.

V případě umístění zdroje ionizujícího záření do budov, vedly poznatky o vlastnostech tohoto záření k vybudování speciálních pracovišť, které jsou navrženy tak, aby z nich unikalo minimální nebo žádné ionizující záření. Příkladem takového pracoviště je RTG pracoviště v nemocnici. Samotný rentgenový přístroj je umístěn v odstíněné místnosti, kde se při pořizování snímků kromě pacienta nenachází žádné další osoby. Avšak některé pacienty je nemožné nebo velmi obtížné dopravit na takové pracoviště a pro pořizování snímků je potřeba dopravit rentgenový přístroj až k jejich lůžku. Pořizování snímků tedy neprobíhá ve speciálně odstíněné místnosti a v blízkosti rentgenového přístroje se nachází obsluha i další imobilní pacienti na vedlejších lůžkách. Z tohoto důvodu je důležité zhodnotit rizika, která pro obsluhu i okolní pacienty vyplývají z ozáření při práci s těmito pojízdnými rentgenovými přístroji.

1 Rentgenové záření a jeho vlastnosti

1.1 Elektromagnetické spektrum

Rentgenové záření je částí spektra elektromagnetického vlnění. Spektrum elektromagnetického vlnění má rozsah vlnových délek přibližně 10^7 až 10^{-16} m a tomu odpovídající frekvenci 10 až 10^{24} Hz. Lepší představu o celkovém rozsahu spektra lze získat z obrázku 1. [5]



Obrázek 1 – Elektromagnetické spektrum [1.1]

Rentgenové záření leží v rozsahu s velmi malou vlnovou délkou 10^{-8} m a menší, takový rozměr přibližně odpovídá velikosti atomu.

Při takto nesmírně malých velikostech již neplatí zákony klasické mechaniky nýbrž zákony mechaniky kvantové. Rychlost fotonu ve vakuu je konstantní a jeho energie je určena jeho frekvencí, respektive vlnovou délkou. Čím menší má vlnovou délkou (větší frekvenci), tím větší má energii. Tento jev je popsán vztahem:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda} \quad (1.1)$$

kde E je energie fotonu, h je Planckova konstanta, f je frekvence, c je rychlost světla ve vakuu a λ je vlnová délka.

1.2 Vlastnosti rentgenového záření

Díky velmi malé vlnové délce má rentgenové záření velmi velkou energii a může jednoduše pronikat některými objekty nebo organickou hmotou. Toto záření se prostorem šíří přímočaře a jeho intenzita se zmenšuje se čtvercem vzdálenosti od zdroje. Tuto vlastnost, lze zapsat touto rovnicí:

$$I = \frac{I_1}{r^2} \quad (1.2)$$

Kde I_1 je intenzita v jednom metru vzdálenosti od bodového zdroje a I je intenzita ve vzdálenosti r od tohoto zdroje.

Stejně jako gama záření má rentgenové záření **schopnost ionizace**. Foton rentgenového záření má tedy dostatečnou energii k tomu, aby uvolnil elektron z elektronového obalu atomu a tím vytvořil iont. Takové záření, které dokáže vytvořit ionty, se nazývá záření ionizační. Principy ionizace jsou podrobněji popsány v kapitole 2 Interakce rentgenového záření s hmotou. [6]

Díky ionizační schopnosti je rentgenové záření nebezpečné pro živé organismy, protože je schopné zapříčinit poškození biologicky důležitých molekul. Mechanismy, které se uplatňují při ozáření buňky a lidského organismu, jsou popsány v kapitole účinky ionizujícího záření na lidský organismus.

Další vlastností rentgenového záření je jeho luminiscenční schopnost. To znamená, že se při interakci s určitými látkami, může přeměnit na viditelné světlo. Tento efekt, společně se schopností procházet předměty, pomohl k objevení tohoto záření. [6]

Rentgenové záření má také schopnost vyvolat chemické změny ve fotografickém materiálu. Vyvolání těchto změn se nazývá fotochemický efekt. [6]

V některých zdrojích se uvádí, že rozdíl mezi zářením gama a rentgenovým zářením spočívá v tom, že záření gama má větší energii než záření rentgenové. Dříve to

pravda byla, protože neexistovaly dostatečně výkonné přístroje emitující rentgenové záření. Dnes již existují velké urychlovače, které mohou vytvořit rentgenové záření s výrazně větší energií než má záření gama. Jediným rozdílem mezi rentgenovým zářením a zářením gama je v místě jejich vzniku. Rentgenové záření vzniká v elektronovém obalu atomu, který byl uměle stimulován. Zatímco gama záření vzniká samovolně v jádru radioaktivního atomu. Rentgenové a gama záření stejné vlnové délky mají stejné vlastnosti a nelze je od sebe rozeznat. [5]

Rentgenové záření můžeme dále rozdělit podle jeho vzniku na záření brzdné a záření charakteristické. Podrobněji je o tomto rozdělení pojednáno v kapitole rentgenový přístroj.

1.3 Jednotky a veličiny rentgenového záření

Veličin a jednotek popisujících ionizující záření je celá řada. Díky postupnému objevování vlastností rentgenového záření se některé z nich již dnes nepoužívají, např. *curie* – (Ci). Jelikož se tato bakalářská práce zabývá především účinkem ionizujícího záření na lidský organismus, vystačíme si s veličinami absorbovaná dávka, kerma, ekvivalentní dávka, efektivní dávka a energie částice. Jednotky těchto veličin jsou *gray* – (Gy), *sievert* – (Sv) a *elektronvolt* – (eV). [1, 3, 4, 7]

Absorbovaná dávka

Absorbovaná dávka (nebo jen dávka) je definovaná jako podíl střední sdělené energie $d\bar{\varepsilon}$ předané ionizujícím zářením malému objemovému elementu o hmotnosti dm . Rovnicí lze tento vztah zapsat následovně:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (1.3)$$

Jednotkou veličiny absorbovaná dávka je tedy J kg^{-1} a nazývá se *gray* (Gy). Absorbovaná dávka tedy určuje míru účinku ionizujícího záření na látku. Dávka se týká primárně nabitých částic (např. elektrony, protony a pozitrony) a vždy se vztahuje na nějakou látku, např. dávka v měkké tkáni, dávka ve vzduchu atp.

Kerma

Podobně jako pro primárně nabitě částice existuje veličina dávka, tak pro primárně nenabitě částice existuje veličina kerma. Název pochází z anglického „Kinetic Energy Released in MATter“ – kinetická energie uvolněná v látce. Kerma se tedy týká částic, které nenesou žádný náboj (fotony, neutrony) a okolní částice ionizují předáním své kinetické energie. Definována je jako podíl součtu počátečních kinetických energií dE_k všech nabitých částic uvolněných nepřímo ionizujícími nenabitými částicemi v elementu látky o hmotnosti dm . Tento vztah lze zapsat takto:

$$K = \frac{dE_k}{dm} \quad (1.4)$$

Jednotka kermy je stejná jako jednotka dávky – Gy. Stejně jako veličina absorbovaná dávka se také kerma udává vždy ve spojení s danou látkou, např. kerma ve vzduchu. Tato veličina se týká i rentgenového záření, protože rentgenové záření ionizuje částice pomocí fotonů s vysokou energií.

Ekvivalentní dávka

Biologický účinek ionizujícího záření se nedá dobře vystihnout veličinami jako je dávka nebo kerma, protože různé typy záření mají rozdílné vlastnosti, které vedou k různým biologickým účinkům. Proto byla zavedena veličina s názvem ekvivalentní dávka. Je definována jako součin bezrozměrného radiačního váhového faktoru w_r a střední absorbované dávky D_{TR} (T je konkrétní tkáň nebo orgán, R je druh záření).

$$H_T = w_r D_{TR} \quad (1.5)$$

Protože radiační váhový faktor je bezrozměrný, tak jednotkou ekvivalentní dávky je také J kg^{-1} . Aby se jednotka ekvivalentní dávky odlišila od jednotky absorbované dávky a kermy - Gy, tak se nazývá *sievert* (Sv).

Hodnoty radiačního váhového součinitele w_r pro ionizační záření jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1 - Radiační váhové faktory [2.1]

Druh záření a energetický rozsah	Radiační váhový součinitel w_r
Fotony, všechny energie	1
Elektrony a miony, všechny energie	1
Neutrony, energie < 10 keV	5
Neutrony, energie 10 keV až 100 keV	10
Neutrony, energie 100 keV až 2 MeV	20
Neutrony, energie 2 MeV až 20 MeV	10
Neutrony, energie > 20 MeV	5
Protony (s výjimkou odražených), energie > 2 MeV	5
Částice α , štěpné fragmenty, těžká jádra	20

Protože je rentgenové záření tvořeno vysokoenergetickými fotony, radiační váhový faktor má hodnotu 1, tak **pro rentgenové a gama záření platí $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy}$** .

Efektivní dávka

Je součet ekvivalentních dávek pro jednotlivé tkáně a orgány, vynásobený tkáňovým váhovým faktorem w_t . Tkáňový váhový faktor je bezrozměrná veličina, která vyjadřuje závažnost ozáření dané tkáně nebo orgánu při celotělovém ozáření. Jeho hodnoty jsou uvedeny v tabulce 2. Efektivní dávku lze rovnicí vyjádřit takto

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (1.6)$$

Tabulka 2- Tkáňové váhové faktory [2.2]

Tkáň nebo orgán	Tkáňový váhový faktor w_t
Gonády	0,20
Červená kostní dřeň	0,12
Tlusté střevo	0,12
Plice	0,12
Žaludek	0,12
Močový měchýř	0,05
Mléčná žláza	0,05
Játra	0,05
Jícen	0,05
Štítná žláza	0,05
Kůže	0,01
Povrchy kostí	0,01
Ostatní orgány a tkáně	0,05

Energie částice

Pro určení energie částic je jednotka J příliš veliká, proto se zavedla jednotka s názvem elektronvolt – eV. 1 eV má hodnotu kinetické energie elektronu urychleném u ve vakuu napětím 1 V.

$$1 \text{ eV} \cong 1,602 \cdot 10^{-19} J \quad (1.7)$$

2 Interakce rentgenového záření s hmotou

V této kapitole jsou popsány principy samotné ionizace atomů a také vznik rozptýleného záření.

2.1 Základní mechanismy

Rozdíl v interakcích mezi jednotlivými složkami elektromagnetického spektra lze rozdělit podle vlnové délky daného elektromagnetického vlnění. Platí zde pravidlo, že elektromagnetické vlnění nejlépe reaguje s objekty stejně velkými, jako je tato vlnová délka. Vlnění s největší vlnovou délkou se nazývá rádiové vlnění. Rádiové vlnění o vlnových délkách v řádech metrů, které používají rádiové vysílače, velmi dobře reagují např. s kovovými dráty – anténami. Mikrovlnné vlny s délkou několika centimetrů, které se využívají v mikrovlnných troubách, velmi dobře tedy reagují s objekty velkými několik centimetrů – např. s jídlem, které chceme ohřát. Viditelné světlo s vlnovou délkou v řádech mikrometrů nejlépe působí na objekty velikosti buněk – tyčinky a čípky v lidském oku. Ultrafialové světlo nejlépe reaguje s objekty velikosti molekul. Rentgenové a gama záření nejlépe reagují s atomy a subatomárními částicemi. [5]

Fotony z celého elektromagnetického spektra jsou stejné, mají pouze jiné vlastnosti v závislosti na jejich frekvenci. Fotony s vlnovou délkou větší než rentgenové záření mají spíše vlastnosti vlnění. Fotony rentgenového a gama záření, které mají velmi velkou frekvenci, se chovají spíše jako částice. Avšak všechny fotony vykazují vlastnosti jak vlnové tak částicové charakteristiky. Tento jev se nazývá vlnově-částicový dualismus. Nelze proto říct jestli je světlo (elektromagnetické vlnění) pouze vlnového charakteru, nebo částicového charakteru.

2.2 Druhy interakcí

Jak již bylo zmíněno, rentgenové záření nejlépe interaguje s atomy a částicemi menšími než atom, proto se při popisování interakcí rentgenového záření s hmotou zabýváme ději uvnitř atomu.

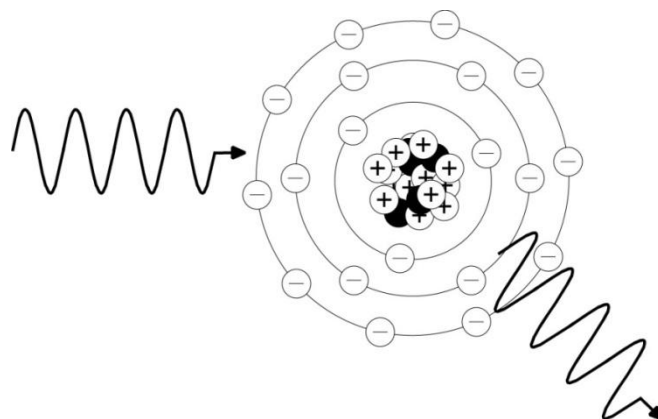
Známe těchto pět typů interakcí:

- Klasický Thomsonův rozptyl
- Comptonův jev
- Fotoelektrický jev
- Tvorba elektron-pozitronových párů
- Fotojaderná reakce

Pro radiodiagnostiku je důležitý především Comptonův a fotoelektrický jev, neboť nastává u rentgenového záření s vlnovou délkou (energií), které se používá v diagnostické radiologii. [5, 20]

Klasický Thomsonův rozptyl

Tento jev nastává u interakcí s nízkoenergetickými elektromagnetickými vlnami s energií fotonu menší než 10 keV. Dopadající elektromagnetická vlna interaguje s elektronovým obalem atomu, tak že atom excituje na vyšší energetickou hladinu. Atom se ihned po excitaci snaží zbavit přebytečné energie, tím že uvolní další foton. Tento foton má stejnou vlnovou délku jako foton, který dopadl na obal atomu, změnil se však směr jeho šíření.



Obrázek 2 – klasický Thomsonův rozptyl je způsoben rentgenovým zářením s nízkou energií. Foton rentgenového záření nepředá atomu žádnou energii, pouze změnil svůj směr.

Při Thomsonově rozptylu nedochází k přenosu energie, tudíž nedochází ani k ionizaci atomu. Tento jev není příliš důležitý pro radiologii, protože se týká pouze rentgenových záření s malou energií, které přispívají ke vzniku radiografu málo. Avšak fotony s pozměněným směrem šíření, nenesou žádnou užitečnou informaci a patří k fotonům rozptýleného záření.

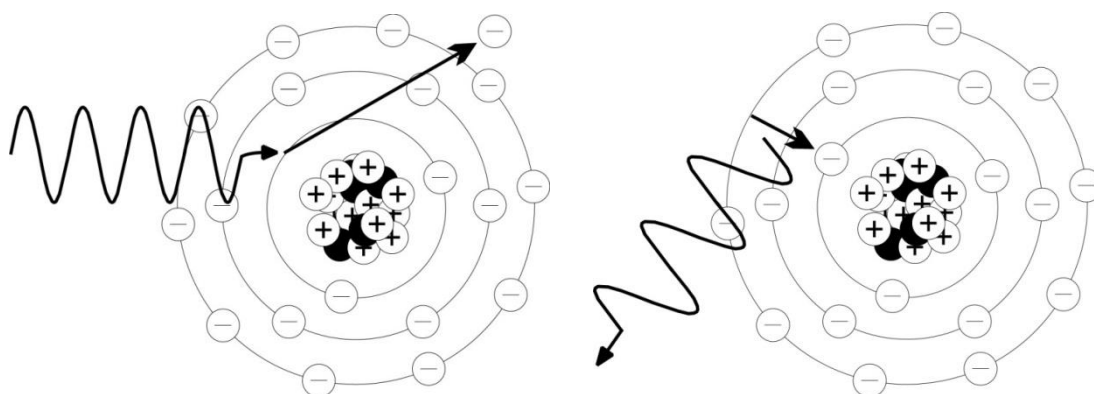
Fotoelektrický jev

Jedná se o jev, při kterém dochází k absorpci celého dopadajícího fotonu elektronem z vnitřního elektronového obalu. Tento elektron je vyražen z elektronového obalu atomu a nazýváme ho fotoelektronem. Rovnicí tento děj můžeme zapsat následovně:

$$E_d = E_{ve} + E_{ke} \quad (2.1)$$

kde E_d je energie dopadajícího fotonu, E_{ve} je vazebná energie vyraženého elektronu, E_{ke} je kinetická energie vyraženého elektronu. Z rovnice také vyplývá, že tento jev nemůže nastat, pokud dopadající foton rentgenového záření nemá větší energii, než je vazebná energie elektronu.

Po vyražení elektronu z vnitřní elektronové slupky se atom dostane do nestabilního stavu a vzniklou „díru“ po elektronu vyplní elektronem z vnějšího elektronového obalu. Elektron při přestupu na nižší hladinu ztrácí energii, kterou vyzáří v nově vzniklém fotonu. Tento foton má energii rovnou rozdílu vazebných energií původního vyraženého elektronu a elektronu, který ho nahradil. Takto vzniklé rozptýlené záření je v podstatě charakteristické rentgenové záření a nenesou v radiologii žádnou užitečnou informaci. Svoji energií pouze ohrožuje osoby v okolí svého vzniku.



Obrázek 3 – Fotoelektrický jev nastává v případě úplného pohlcení fotonu rentgenového záření a vyražení elektronu z elektronového obalu atomu.

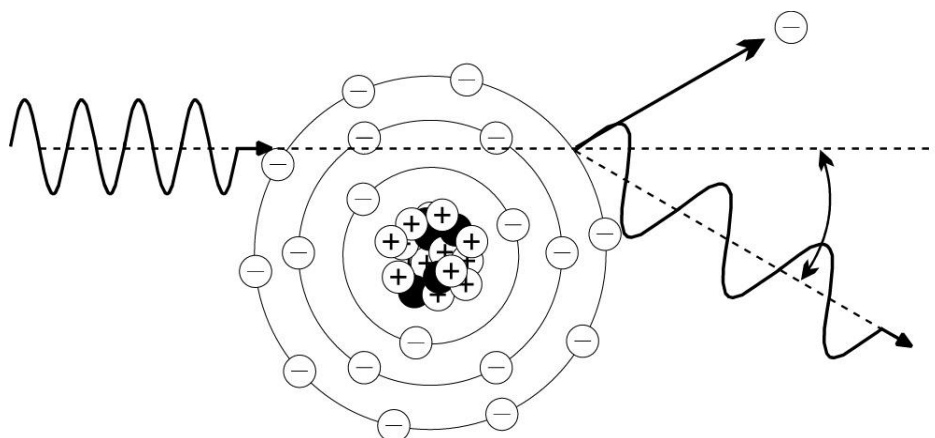
Pravděpodobnost vzniku fotoelektrického jevu je nepřímě úměrná třetí mocnině energie fotonu a přímo úměrná třetí mocnině protonového čísla atomu. V radiologii je proto vznik fotoelektrického jevu pravděpodobnější v kosterní tkáni než v tkáni měkké.

Comptonův jev

Comptonův jev nasává u interakce rentgenové vlny středně velké energie (vlny, které se používají v radiodiagnostice) a vnějším elektronovým obalem atomu. Dopadající foton interaguje s elektronem ve vnějším elektronovém obalu atomu a vyrazí tento elektron pryč z elektronového obalu. Tuto interakci můžeme zjednodušeně vyjádřit jako pružnou srážku dvou částic, kde platí zákon zachování energie a zákon zachování hybnosti. Foton touto interakcí ztratí část své energie, která se přenesla na elektron, a změní směr svého šíření. Rovnicí, vyjadřující energii fotonu a elektronu, můžeme tento jev zapsat následovně:

$$E_d = E_r + (E_{ve} + E_{ke}) \quad (2.2)$$

kde E_d je energie dopadajícího fotonu, E_r je energie rozptýleného fotonu, E_{ve} je vazebná energie elektronu, E_{ke} je kinetická energie vyraženého elektronu. Rozptýlený foton i elektron mají většinou stále dost energie na ionizaci dalších částic. Rozptýlený foton se může odrazit všemi směry i o 180° , tedy i nazpět do místa odkud se původně šířil. Při nulovém úhlu vychýlení se na elektron nepřenesla žádná energie, při zpětném rozptýlení (180°) se na elektron přeneslo nejvíce energie. I při zpětném rozptýlení si dopadající foton stále uchovává minimálně $2/3$ ze své původní energie. Stejně jako v předešlých případech, rozptýlený foton nenese žádnou užitečnou informaci a v případě rentgenového vyšetření pouze ohrožuje osoby v blízkosti rentgenového zařízení. [5, 14]

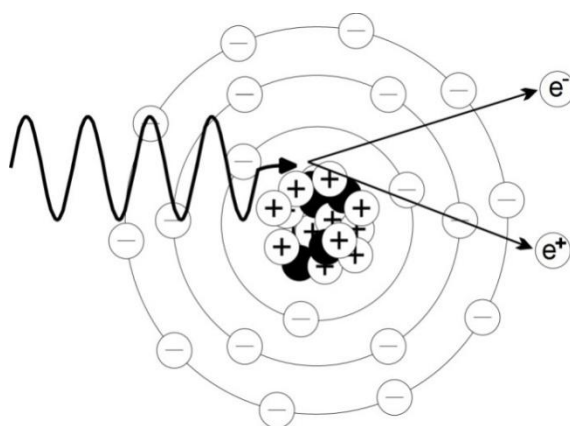


Obrázek 4 – Comptonův jev nastává při předání části energie fotonu rentgenového záření atomu a vyražení elektronu z elektronového obalu.

Pravděpodobnost, že foton bude interagovat s atomem Comptonovým jevem je téměř nezávislá na protonovém čísle atomu. Proto je pravděpodobnost vzniku Comptonova jevu téměř stejná pro měkké tkáně i pro kosti.

Tvorba elektron-pozitronových párů

Tento jev vzniká u rentgenového záření vysoké energie, kdy se foton rentgenového záření dostane bez interakce skrz elektronový obal atomu až do blízkosti jádra, do pole jaderné síly. Foton ztrácí část své energie, kterou předá jádru atomu a rozpadne se na elektron a pozitron. Mezi elektron a pozitron se energie rozdělí náhodně.

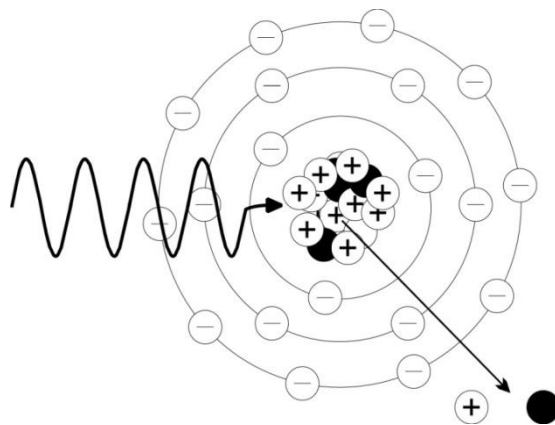


Obrázek 5 – Tvorba elektron-pozitronového páru může nastat u fotonu rentgenového záření, který má energii větší než 1,02 MeV. Tento jev je pro diagnostickou radiologii nepodstatný.

Tvorba elektron-pozitronového páru je možná jen s elektromagnetickým zářením, které má energii vyšší než 1,02MeV. Tato hodnota je dána tím, že ke vzniku elektronu je potřeba 0,51MeV (stejně jako pro vznik pozitronu). Pro vznik tohoto jevu v praxi je však potřeba energií podstatně větších. V radiologii je však tento jev nepodstatný, protože k jeho vzniku je potřeba elektromagnetického záření s velmi velkou energií, které se v diagnostické radiologii nepoužívá.

Fotojaderná reakce

Fotony velmi velké energie přibližně 10MeV a větší mohou proniknout elektronovým obalem i polem jaderné síly a interagovat přímo s jádrem atomu. Jádro atomu je excitováno a následně vyloučí jeden nebo více nukleonů. V diagnostické radiologii je díky potřebné energii tento jev rovněž nepodstatný.



Obrázek 6 – Fotojaderná reakce nastává při interakci fotonu rentgenového záření s jádrem atomu. Pro vznik této reakce je potřeba rentgenového záření o velmi vysoké energii, se kterou se v diagnostické radiologii nesetkáme.

3 Biologické účinky záření

Pro pochopení účinků ionizujícího záření na lidský organismus je důležité nejprve vysvětlit některé vlastnosti tohoto záření a také jeho vliv na základní stavební jednotku lidského organismu – buňku. V kapitole interakce rentgenového záření s hmotou již byl popsán vznik sekundárního záření, které radiací nejvíce ohrožuje okolí rentgenového přístroje. Například u Comptonova jevu se od elektronu odrazí foton, který touto srážkou daný elektron vyrazí z elektronového obalu atomu. Takto vzniklé elektrony nazýváme δ -elektrony. Většinou jak rozptýlený foton, tak i δ -elektron mají dost energie na to, aby interagovaly s okolními atomy či molekulami, dále je ionizovaly nebo excitovaly. Ionizace nebo excitace, které provede původní částice, jsou tzv. jádrem stopy. Ionizace a excitace vzniklé díky δ -elektronům jsou tzv. polostínem stopy. Jádro stopy a polostín stopy tvoří stopu částice.

Jelikož absorpce energie záření ve hmotě má kvantový charakter, dochází i v homogenně ozářeném vzorku k tzv. fluktuaci energie deponované v mikroskopickém objemu. Což znamená, že v homogenně ozářených mikroskopických objemech lze nalézt místa s větším, menším nebo s nulovým počtem ionizací či excitací. Pravděpodobnost vzniku ionizace je popsána Poissonovým rozdělením. [1]

„Tak např. pravděpodobnost vzniku k ionizací $P(k)$, je při střední hodnotě v ionizací v tomto objemu rovna $P(k) = \exp(-v)v^k/k!$ a pravděpodobnost, že nevznikne žádná ionizace, bude $P(0) = \exp(-v)$. Velikost v bude očividně úměrná dávce záření. Tento vzorec má pro radiobiologii zásadní význam, neboť vyjadřuje úbytek nezasažených objektů, tj. přežívajících mikroskopických objektů (buněk) v závislosti na dávce záření a často se v této souvislosti mluví o tzv. zásahovém principu“ [KLENER, 2000, s. 154]

3.1 Přímý a nepřímý účinek záření

Ionizační záření postihuje buňku jednak přímým účinkem a také nepřímým účinkem záření. Na obrázku 7 je znázorněn rozdíl mezi těmito účinky.

Přímý účinek záření (zásahová teorie)

Znamená poškození buňky přímým zásahem ionizujícího záření. Nejcitlivější strukturou v buňce je molekula DNA, neboť je v buňce obsažena ve velmi malém počtu kopií. Molekula DNA je pro život buňky velmi důležitá, protože jsou v ní zakódovány informace o funkcích a struktuře buňky nebo celého organismu. DNA samozřejmě není jedinou strukturou v buňce, na kterou má vliv ionizující záření. Poškozené jsou i další molekuly (např. proteiny, lipidy). Tyto molekuly jsou však v buňce obsaženy v mnohem větším počtu kopií a pozorovatelný účinek nastává až při poškození značného procenta těchto molekul. [1, 15, 7]

Nepřímý účinek záření (radikálová teorie)

Buňky a organismy obsahují velké množství vody, ve které se absorbuje značná část ionizujícího záření. Při ozáření molekul vody dochází k tzv. radiolýze vody při které vzniknou velice reaktivní produkty, hydroxylový a vodíkový radikál.



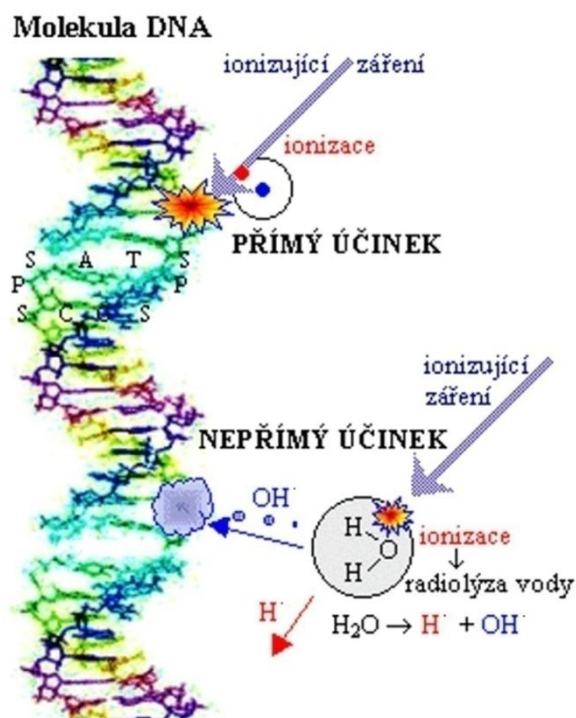
Za přítomnosti kyslíku vzniká i značné množství peroxidu vodíku – *kyslíkový efekt*.



Všechny tyto produkty jsou vysoce reaktivní, mohou reagovat s biologickými molekulami, poškozovat je a tím měnit metabolické děje. [1, 15, 7]

Zastoupenost poškození přímým nebo nepřímým účinkem záření je závislá na koncentraci vody v ozařovaném prostředí a na hustotě ionizujícího záření. Ve vodnatém prostředí převládá nepřímý účinek a ve vysušeném prostředí převládá účinek přímý. Avšak při velké hustotě ionizujícího záření vzniká ve vodnatém prostředí natolik velká koncentrace radikálů, že často reagují mezi sebou dříve, než stihnou vstoupit do reakce s biologicky důležitou molekulou. Při velkých hustotách ionizujícího záření proto může i ve vodnatém prostředí převládat přímý účinek záření. [1,15]

Intracelulárním prostředím živé buňky je vodnaté a převládá zde proto nepřímý účinek záření. Přímý účinek záření však nelze opomenout, protože se zde nachází i vysoká koncentrace biologicky důležitých molekul.



Obrázek 7- Přímý a nepřímý účinek záření [1.2]

3.2 Poškození buněk způsobené ionizujícím zářením

Radiační změny DNA jsou velmi různorodé, avšak ionizující záření, na rozdíl od chemických mutagenů, způsobuje časté zlomy DNA. Zlomy dělíme na jednoduché (single strandbreaks, SSB) a na dvojité (double strandbreaks, DSB). S rostoucí hustotou ionizace záření ubývá jednoduchých a přibývá dvojitých zlomů. Na vzniku zlomů má velký vliv kyslíkový efekt, který vzniká v přítomnosti kyslíku. Tento efekt je popsán rovnicemi 3.1 a 3.2. Buňka disponuje efektivními mechanismy reparace DNA, proto z hlediska biologického účinku záření má větší vliv počet poškození DNA po reparaci než bezprostředně po ozáření. Jednoduché zlomy se reparují rychle s vysokou spolehlivostí. Dvojitě zlomy představují pro buňku velké poškození, avšak lze je také reparovat. Reparace v tomto případě trvá podstatně delší dobu a s menší spolehlivostí než reparace jednoduchých zlomů. Na obrázku 8 je vyobrazen jednoduchý a dvojitý zlom. [1]

Poškození DNA může vést ke změnám chromosomů, ve kterých je DNA uspořádáno. Tyto změny se projevují změnami ve tvaru, struktuře a uspořádání

chromosomů. Hovoříme zde o chromosomových aberacích. Takové změny chromosomů způsobují většinou zánik buňky. Avšak některé druhy změn nechávají v buňce skoro všechny geny funkčními, ačkoliv jejich vlastnosti mohou být pozměněné. Takové buňky s pozměněnými vlastnostmi jsou pro organismus nebezpečné, protože mohou vést ke vzniku nádorového bujení.



Obrázek 8 - jednoduchý zlom (vlevo) a dvojitý zlomy (vpravo) [1.3]

Nejvíce citlivé tkáně na ionizační záření jsou takové, které obsahují rychle se dělící buňky, jako jsou například tkáně krvetvorné, nádorové, sliznice, plod aj.

Smrt buňky

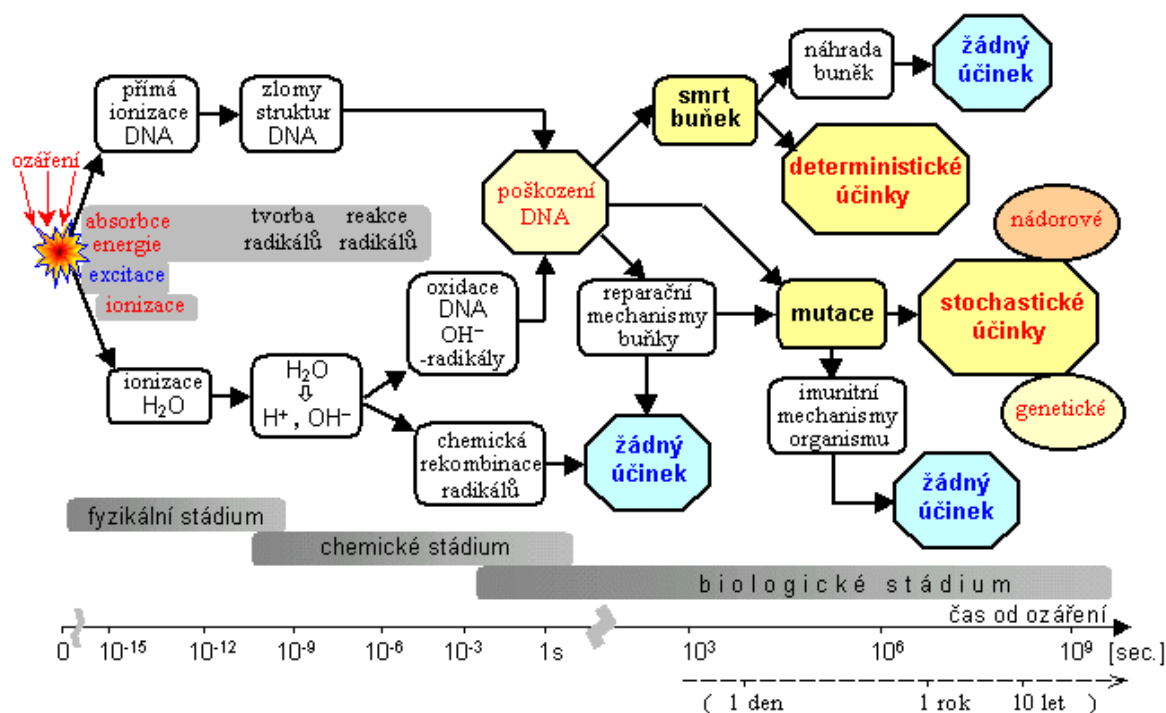
Při vystavení buňky silnému ionizujícímu záření může dojít k jejímu okamžitému usmrcení, nekróze buňky, neboť záření zničí důležité části buněčného obsahu. Daleko častější je mitotická (reprodukční) smrt buňky, která může nastat i při daleko menších dávkách než je tomu v předešlém případě. Poškozená buňka může pokračovat ve svém metabolismu, ale následkem svého poškození není schopná dělení. Zůstane tedy jediná buňka, která následně podlehně apoptóze. [1, 4, 15]

Mutace buňky

Ionizující záření nemusí vést vždy ke smrti buňky, může dojít ke změnám genetického kódu, které jsou slčitelné se životem buňky. Tyto změny nazýváme mutace a mohou se přenášet mitózou na další generace buněk. Důsledkem takové změny může být změněná schopnost růstu a dělení buňky. Mutace buňky lze dělit podle rozsahu poškození na mutace bodové (genové) a na mutace chromosomové (chromosomové aberace, změny počtu chromosomů). Dále z hlediska reprodukčního na

mutace somatické, které postihují pouze ozářeného jedince a na mutace gametické, které se týkají pouze zárodečných buněk a mohou se přenášet na další generace osob. [1, 4, 15]

Na obrázku 9 je znázorněn průběh a možné vývoje buňky poškozené ionizujícím zářením.



Obrázek 9 - Průběh a možný vývoj buňky zasažené ionizujícím zářením [1.4]

3.3 Poškození ionizujícím zářením u lidského organismu

Velký rozdíl v účinku ionizujícího záření mezi buňkou a vyšším, lidským, organismem je dán tím, že lidský organismus je tvořen různými druhy tkání, které mají velmi rozdílné biologické vlastnosti. Dalším významným rozdílem je fakt, že člověk během svého života prochází různými fázemi svého růstu a vývoje, během kterých se můžou účinky ionizujícího záření na lidský organismus měnit.

Při popisu účinků ionizujícího záření na buňky, se uvažovalo o jednorázovém ozáření homogenně rozprostřenou dávkou. Jak již bylo zmíněno, člověk je tvořen různými tkáněmi s různými vlastnostmi, které dohromady tvoří celý jeho organismus. Účinek záření na lidský organismus je proto závislý na časové a prostorové distribuci dávky do organismu. Pro popis účinku záření na člověka je vhodným modelem

představa lidského organismu jako souboru sebeobnovných buněčných populací s různými růstovými charakteristikami. Různé druhy tkání v lidském těle mají různě velkou vnímavost na ionizující záření. Vnímavost ke vzniku klinicky akutních důsledků následkem expozice ionizujícím zářením nazýváme radiosenzitivitou. Tkáně, ve kterých buňky umírají při menší hodnotě střední letální dávky, jsou více radiosenzitivní než tkáně, které mají hodnotu střední letální dávky vyšší. Mezi tkáně s vysokou radiosenzitivitou patří lymfatická tkáň, červená kostní dřeň, výstelka tenkého střeva a mužský pohlavní epitel. Například v červené kostní dřeni jsou multipotentní hematopoetické kmenové buňky, které mají jednak schopnost sebeobnovy, díky které si udržují svůj počet na stejné hladině a také schopnost diferencovat se na další krevní elementy. Tyto buňky jsou zodpovědné za vznik červených krvinek – erytrocytů. Jelikož se hematopoetické kmenové buňky neustále dělí, patří mezi buňky, které jsou velmi vnímavé na ionizující záření. Při jednorázovém ozáření dávkou 1 Gy přežívá přibližně 37 % a při 2 Gy přežívá asi 10 % původní populace buněk. Avšak konečný důsledek záření, není dán pouze procentem přežívajících buněk, ale také vlivem následných reparačních procesů. Spolu s reparačními procesy na molekulární úrovni se uplatňují i reparační procesy na buněčné úrovni. Jedná se o reparace Elkindova typu, kde se u buněk, které jsou bezprostředně po ozáření neschopny reprodukce, znovu obnoví schopnost dělení. Dalším významným reparačním mechanismem na buněčné úrovni je obnova proliferací ze zachovalých kmenových buněk. Důsledkem vyplenění hematopoetických kmenových buněk ionizujícím zářením dochází k omezení nebo zastavení přísunu erytrocytů do krevního oběhu. Funkční erytrocyty nejsou tolik vnímavé na ionizující záření a zůstávají nepoškozeny. Klinické důsledky jsou proto patrné až v době, kdy chybí v krevním oběhu nově vzniklé erytrocyty, které měli nahradit erytrocyty přirozeně ubývající. [1]

Ozářením lze na člověku vyvolat chorobné změny, které se projeví již během pár dnů až týdnů, nebo také změny které se projeví v průběhu let až desetiletí. Účinky ozáření se dělí na účinky, které jsou způsobeny buněčnými ztrátami (deterministické) a na účinky, za které jsou odpovědné mutace (stochastické).

3.3.1 Deterministické účinky záření

Deterministické účinky záření vznikají následkem vysokých dávek ionizujícího záření. Dávka musí být natolik velká, aby došlo k takovému poškození

biologicky důležitých molekul, které buňky ani organismus již nejsou schopny zcela opravit. U deterministických účinků je poškozena velká populace buněk, ze kterých větší část buněk hyne. Deterministické účinky mají na rozdíl od stochastických prahovou hodnotu určité dávky ionizujícího záření, po které se zákonitě dostaví klinické příznaky. Tyto klinické příznaky jsou zjištěitelné zevním pozorováním a jsou způsobeny rozsáhlými buněčnými ztrátami. [1, 15]

Akutní nemoc z ozáření

Akutní nemoc z ozáření vzniká při jednorázovém celotělovém ozáření vyšší dávkou ionizujícího záření. Průběh nemoci záleží na velikosti dávky ionizujícího záření. U nejnižších dávek převládají příznaky, které jsou způsobeny poškozením krve tvořících orgánů. U vyšších dávek převládají příznaky, které jsou způsobeny poškozením trávicího ústrojí. Při velmi vysokých dávkách se projevují příznaky poruchy centrálního nervového systému. Vzhledem k velikosti dávek potřebných ke vzniku akutní nemoci z ozáření se projevují i lokální projevy dalších systémů. Jsou to kožní změny, změny na mandlích, kořenu jazyka, sliznice tváří, měkkého patra a dochází i k poškození dásní. Společně s tvořením vředů a krvácením mohou vznikat i hluboké nekrózy. Soubor těchto změn se nazývá *orofaryngeální syndrom* a vede k velké bolesti, ucpávání hrdla a stěžování dýchání postiženého člověka. Významné je také poškození plicní tkáně, které vede ke vzniku radiační pneumonitidy. Jsou známy tři formy akutní nemoci z ozáření. [1, 21]

Hematologická (dřeňová) forma je forma, jejíž příznaky se mohou objevit již při dávkách 1 – 2 Gy, avšak většinou se objevují u dávek přibližně 3 – 4 Gy. V průběhu prvních 48 hodin se u ozářeného člověka objeví příznaky záření, především zvracení. Dalšími příznaky jsou nechutenství, nevolnost, průjem, slinění, dehydratace, únava, apatie, pocení, pokles krevního tlaku a zvýšená teplota. Tato fáze se nazývá *prodromální* (úvodní). Následuje fáze *latentní*, která trvá několik dní a postižený člověk je bez výrazných příznaků. Trvání této fáze závisí na velikosti dávky. Latentní fáze je kratší při větších dávkách ionizujícího záření. Po tomto období dochází k plnému rozvoji nemoci, fázi *manifestní*, kdy dochází k výraznému zhoršení zdravotního stavu. Postižený člověk trpí zhroucením imunitního systému a krvácením ze sliznic. Pokud dávka ionizujícího záření nebyla příliš vysoká, po 6 – 8 týdnech nastupuje pomalá fáze *rekonvalescence*.

Střevní forma akutní nemoci z ozáření vzniká při dávkách kolem 6 – 10 Gy. Latentní fáze zde trvá nejdéle jeden týden, po které přichází velmi silné průjmy, ztráty tekutin a krvácení ze střev. Tyto projevy jsou způsobeny nekrózou buněk výstelky střev, což vede k obnažení povrchu střeva. Pokud nemocný přežije 7 – 10 dnů, objeví se u něj samozřejmě i příznaky způsobené poškozením krvetvorných orgánů. U dávek potřebných ke vzniku střevní formy se projevují daleko intenzivněji příznaky prodromální fáze, výraznější orofarygenální syndrom a radiační pneumonitida.

Neuropsychická forma akutní nemoci z ozáření nastupuje při ozáření nad 30 Gy. Při takto vysoké dávce latentní fáze chybí a průběh je vždy smrtelný. Příznaky se objeví během několika minut a jsou jimi zmatenost, později koma, do několika hodin z krve vymizí lymfocyty a postižený umírá na otok mozku a zástavu srdce.

Případy akutní nemoci z ozáření nejsou v praxi velmi časté, ke vzniku je potřeba velkých dávek celotělového ozáření. Poznatky o akutní nemoci ozáření pochází převážně z roku 1945, kdy došlo ke svržení jaderných bomb na japonská města, z jednotlivých případů kde došlo k ozáření pracovníků jaderných reaktorů a také z černobylského neštěstí.

Akutní radiační dermatitida

Akutní poškození kůže je nejčastější lokální poranění deterministického typu. Pokud se zdroj ionizujícího záření ocitl v blízkosti kůže, nebo se jí dotkl, kůže absorbuje mnohem vyšší dávku než kterékoliv jiné tkáně postiženého. Rozlišují se tři stupně akutních popálenin kůže způsobených ionizujícím zářením. Přibližný odhad velikosti obdržené dávky lze odhadnout na kůži rukou podle tabulky 3. [1]

Radiační dermatitis prvního stupně (erytematózní) je nejlehčí formou poškození kůže a je charakterizována zarudnutím. Bezpříznakové období latence trvá 2 – 4 týdny, po té se dostaví zarudnutí se vznikem zánětlivé exsudace v kůru. Od dávky 3 Gy vypadávají vlasy a ochlupení, při dávce 6 Gy může být ztráta vlasů a ochlupení trvalá.

Radiační dermatitis druhého stupně (deskvamativní) vzniká po ozáření dávkami kolem 12 – 14 Gy. Zčervenání kůže se objeví během prvních pár hodin od expozice, nejpozději do dvou dnů a bývá nevýrazné. Zčervenání je způsobeno rozšířením kapilár a trvá přibližně 24 hodin. Následuje latentní období, dlouhé přibližně 2 – 3 týdny. Po této době se začíná hromadit zánětlivý exudát a vznikají puchýře s plošným mokváním. V lepším případě se po 2 – 3 týdnech dostaví regenerace pokožky.

Radiační dermatitis třetího stupně (nekrotická forma) vzniká při dávkách záření nad 30 Gy jsou postiženy hlubší vrstvy kůže a podkoží. Dochází k cévním změnám, infekcím a následným nekrotickým postižením tkáně. Odumřelá tkáň se odlupuje a vzniká vřed. Nekrotická forma dermatitidy se hojí velmi dlouho. Nově vzniklá pokožka je často velmi tenká, křehká a špatně odolává vnějšímu prostředí.

Tabulka 3 - Odhad velikosti obdržené dávky na kůži rukou. [2.3]

Období nástupu klinických projevů v akutní fázi					Doba rozvoje oddálených účinků (dny)	Pozdní účinky	Odhad dávkových o rozpětí (Gy)
Primární erytém	Druhotný erytém	Puchýře	Eroze, vředy	Nekróza			
Žádný nebo 12 – 24 h	12 – 20 d				30 – 35 suché odlupování	nevyskytují se	3 – 10
6 – 12 h	6 – 14 d	8 – 15 d			40 – 50 mokvajících plochy epitelizace	žádné nebo mírná atrofie	20 – 30 (prsty) 18 – 25 (celá ruka)
4 – 6 h	3 – 7 d	5 – 10 d	10 – 18 d		50 – 70 epitelizace	atrofie, depigmentace, teleangiectasie	35 – 80 (prsty) 30 – 70 (celá ruka)
1 – 2 h	0 – 4 d	3 – 5 d	6 – 7 d	6 – 10 d	60 – 80 tvorba jizev nebo indikace k chirurgickému zákroku	atrofie, depigmentace, teleangiectasie, druhotný vřed, popřípadě trvale narušená funkce ruky	80

Chronická radiační dermatitida

Chronickou radiační dermatitidou dříve často trpěli rentgenologové, protože si neuvědomovali nebezpečí, které vyplývá z neopatrné manipulace rukama v primárním

svazku rentgenky. Chronická radiační dermatitida vzniká při opakovaných expozicích o celkové dávce 30 – 50 Gy a má dvě formy.

Atrofická forma chronické radiační dermatitidy se projevuje suchou, tenkou a hladkou pokožkou. Dále se mohou objevit teleangiektasie, poruchy pigmentace a lomivé nehty. Na takové pokožce dochází k častým trhlinkám s následným vznikem vředů.

Hypertrofická forma chronické radiační dermatitidy se projevuje zhrubělou pokožkou s výraznými záhyby. Ložiskové hyperkeratózy mohou přecházet v nádorové bujení, nejčastěji v spinocelulární karcinom.

Vliv záření na zárodečný epitel a vývoj plodu

Účinek ionizujícího záření na zárodečný epitel se díky rozdílnému anatomickému uložení a rozdílným vlastnostem zárodečných buněk liší podle pohlaví. Muži jsou náchylnější k poruchám plodnosti než ženy. Při rozložení na 10 – 35 dávek o velikosti 0,5 – 2 Gy v rozpětí 2 – 7 týdnů vzniká přechodná aspermie u všech jedinců. Při dávkách nad 3 Gy může vzniknout aspermie trvalá. U žen do 40 let nevedou dávky do velikosti 1,5 Gy k žádné odezvě. Při dávkách o velikosti 2,5 – 8 Gy je způsobena sterilita u mladších žen v 60 – 70 %, u starších žen ve 100 %. [1]

Pokud je ozařovaná žena těhotná, vzniká zde i riziko poškození zárodku, nebo plodu. Účinek záření je ovlivněn dávkou absorbovanou v děloze a dobou od početí.

V období 1. – 2. týdne těhotenství dochází k rýhování oplozeného vajíčka, jeho zanořování do sliznice dělohy a vzniku zárodečných listů. V tomto období se účinek ionizujícího záření řídí pravidlem „všechno nebo nic“. Ozářená zygota buď zanikne celá, nebo v případě usmrcení ojedinělé buňky jí okolní buňky zcela nahradí. Vývoj po té pokračuje bez dalších následků a dítě po narození nebude mít žádné zdravotní následky způsobené ozářením.

Období mezi 4. – 8. týdnem je kritické z hlediska vlivu záření na zárodek. Jedná se o období velké organogeneze, kde dochází ke vzniku základů jednotlivých orgánů.

Buněčné ztráty způsobené ozářením mohou vést ke smrti, nebo snížení hmotnosti embrya. Dále může dojít ke tvarovým nebo hmotnostním změnám jednotlivých orgánů. Takové změny se mohou projevit například zakrnělým mozkem, rozštěpem patra aj. Minimální dávkou, kterou lze vyvolat narušení vývoje embrya nazýváme kritickou dávkou a je odhadována na 50 mGy.

V časném fetálním období, tedy mezi 8. – 25. týdnem, je nejvíce ohrožen vývoj centrálního nervového systému. V plodu vrcholí vytváření nervových spojů. Při ozáření plodu v tomto období může dojít k následné mentální retardaci dítěte. U dávky o velikosti 1 Sv je způsoben pokles IQ ze 100 na zhruba 70, prahová dávka se nachází na úrovni mezi 0,12 – 0,2 Sv. Od 16. týdne klesá riziko tohoto efektu přibližně na čtvrtinu.

Hlavním rizikem v pozdním fetálním období je vznik leukémie a dalších nádorových bujení v plodu. Toto riziko je spojeno i s předešlými obdobími, avšak význam je zastíněn jinými, již popsány riziky.

3.3.2 Stochastické účinky záření

Jsou takové účinky, které jsou podmíněné mutacemi. Na rozdíl od deterministických účinků zde není prahová dávka, od které by se účinek záření zákonitě projevil. Společně se zvětšováním dávky se zvyšuje pravděpodobnost vzniku genetických mutací. Při malých dávkách se díky reparačním mechanismům organismu podaří v téměř naprosté většině případů poškozené buňky reparovat. Avšak i při těchto malých dávkách vždy existuje pravděpodobnost, že dojde při reparaci k chybě a vznikne tak mutovaná buňka s poškozenou DNA. Při dělení této poškozené buňky mohou vzniknout následky genetického či nádorového charakteru. Stochastické účinky záření se dělí do dvou kategorií podle typu mutace buňky. [1, 8, 15]

Stochastické účinky vázané na somatické mutace

Při somatických mutacích se účinky ozáření projeví pouze u jednoho konkrétního jedince a mají nádorový charakter. Jedná se o účinky způsobené mutací buňky všech tělesných tkání kromě gonád. Doba latence od jednorázové expozice do manifestace nádoru trvá několik let. Medián doby latence pro leukémii je 8 let. U řady

dalších nádorů je medián latence stanoven na 15 – 25 let, někdy je zjištěn zvýšený výskyt nádorů i po 45 letech od expozice (např. následky jaderných útoků na Japonsko).

Stochastické účinky vázané na gametické mutace

Při gametických mutacích se účinky projeví jako dědičná porucha. Jedná se o účinky způsobené poškozením genetického kódu zárodečné buňky. Takové genetické poškození se mohou projevit velmi různorodě. Může například dojít k poškození plodu, potratu, zvýšené kojenecké úmrtnosti a vrozeným anatomickým odchylkám dítěte. Předpokládá se, že zvýšená frekvence genetických mutací může mít za následek také nemoci, jako jsou obezita, hypertenze, cukrovka aj.

V tabulce 4 jsou zaznamenány údaje o pravděpodobnosti vzniku fatálního nádoru (nádoru vedoucímu k smrti). V souhrnné zdravotní újmě je zahrnuto strádání způsobené nádory, které nevedly ke smrti pacienta (nefatální nádory). Rozdíly hodnot mezi pracovníky a obyvateli jsou dány rozdílnou věkovou strukturou těchto dvou skupin.

Tabulka 4 - Koeficienty rizika pro jednotlivé orgány a tkáně. [2.4]

Rozdíly hodnot mezi pracovníky a obyvateli jsou dány rozdílnou věkovou strukturou těchto skupin.

tkáň nebo orgán	Pravděpodobnost fatálního nádoru [10 ⁻² Sv ⁻¹]		Souhrnná zdravotní újma [10 ⁻² Sv ⁻¹]	
	obyvatelé	pracovníci	obyvatelé	pracovníci
močový měchýř	0,30	0,24	0,29	0,24
kostní dřev	0,50	0,40	1,04	0,83
kostní povrch	0,05	0,04	0,07	0,06
mléčná žláza	0,20	0,16	0,36	0,29
tlusté střevo	0,85	0,68	1,03	0,82
játra	0,15	0,12	0,16	0,13
plice	0,85	0,68	0,80	0,64
jícen	0,30	0,24	0,24	0,19
vaječník	0,10	0,08	0,15	0,12
kůže	0,02	0,02	0,04	0,03
žaludek	1,10	0,88	1,00	0,80
štítná žláza	0,08	0,06	0,15	0,12
ostatní tkáň a orgány	0,50	0,40	0,59	0,47
tkáň a orgány celkem	5,0	4,0	5,92	4,74
gonády: pravděpodobnost dědičných poruch	1,0	0,6	1,33	0,80
souhrnně celkem			7,3	5,6

Je potřeba si uvědomit, že tyto chorobné stavy se i v neozářené populaci běžně vyskytují. Ionizující záření pouze zvyšuje pravděpodobnost výskytu těchto projevů. Stochastické účinky mají období latence dlouhé několik let. To je také jeden z důvodů proč jsou děti a mladí lidé k těmto projevům citlivější. Pravděpodobnost manifestace stochastického účinku roste s dobou od expozice. U mladých lidí je proto více času ke vzniku projevů, zatímco starší lidé se projevů již nemusí ani dožít. Dalším důvodem proč jsou děti náchylnější ke stochastickým účinkům, je jejich růst, dělení buněk probíhá rychleji a proto jsou tyto buňky radiosenzitivnější než u dospělého jedince. [1]

4 Ochrana před účinky rentgenového záření

Jak již bylo popsáno v předchozích kapitolách, rentgenové záření dokáže snadno procházet lidskou tkání, ale dokáže lidský organismus také citelně poškodit. Tato skutečnost měla za následek postupné zavádění bezpečnostních opatření. Zpočátku se věnovalo nejvíce pozornosti ochraně zdravotních pracovníků, protože přicházeli s rentgenovým zářením často do styku. Později se pozornost přesunula na pacienty samotné, kteří jsou ozařováni z důvodu diagnostických nebo terapeutických. Z umělých zdrojů radiace představuje lékařská expozice největší podíl (viz. příloha A). [1, 15]

Je důležité si uvědomit, že lékařské ozáření nepodléhá žádným limitům. Je však povinností lékaře vždy zvážit, zda se potřebná informace nedá získat jiným vyšetřením, kde není potřeba ionizujícího záření, např. ultrazvuk. Pokud neexistuje jiné východisko a ionizující záření se nedá nahradit, tak další povinností lékaře je respektovat princip zdůvodnění a princip optimalizace. Před použitím ionizujícího záření u žen je také důležité dávat pozor na možnost, že jsou těhotné. K nechtěnému ozáření zárodku může dojít v případě časného stádia těhotenství, když těhotenství ještě není prokázáno. Ozáření těhotné ženy je možné jen v neodkladných případech. [1, 17]

4.1 Princip zdůvodnění

Princip zdůvodnění pojednává o tom, že nelze použít lékařskou metodu využívající ionizujícího záření, pokud z ní neplyne dostatečný prospěch pro ozářeného pacienta nebo pro společnost. Tento prospěch musí kompenzovat újmu způsobenou ozářením. Zjednodušeně lze říct, že radiodiagnostický výkon, který využívá ionizující záření, smí být použit jen v případě prospěchu pro pacienta, např. diagnostika nemoci nebo zlepšení zdravotního stavu.

Nedodržováním principu je například provádění rentgenového snímku plic každého pacienta, který navštíví určitou ordinaci. Jako další příklad lze uvést časté provádění CT vyšetření v průběhu určité léčby, kdy informace získané z tohoto vyšetření průběh léčby neovlivní.

Lékaři takto někdy konají ze strachu před případným soudním sporem s pacientem. Na druhou stranu si pacient může stěžovat i na nedostatečně odůvodněné vyšetření využívající ionizující záření. [1, 16]

4.2 Princip optimalizace - ALARA

Princip optimalizace říká, že úroveň dávek ionizujícího záření by měli být tak nízké, jak je rozumně dosažitelné, při zvažování ekonomických a sociálních hledisek. Pro posuzování velikosti dávek, jestli jsou optimalizované, byly stanoveny tzv. diagnostické referenční úrovně. O těchto úrovních pojednává příloha č. 9 vyhlášky č. 307/2002 Sb. Diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická měření jsou uvedeny v tabulce č. 5. Na každém pracovišti se však stanovují vlastní diagnostické referenční úrovně. Tyto úrovně mohou být vyšší než úrovně uvedené v příloze č. 9 vyhlášky č. 307/2002 Sb. pouze v odůvodněných případech.

Tabulka 5 - Diagnostické referenční úrovně pro skiagrafická vyšetření [2.5]

* Kerma ve vzduchu v místě vstupu svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu. Hodnoty se tam, kde je používána zesilovací fólie, vztahují ke kombinaci film – zesilující fólie s relativním zesílením 200. Pro kombinace s vyšším zesílením (400, popř. 600) by hodnoty měly být redukovány 2-krát, popř. 3-krát.

Vyšetření	Projekce	Vstupní povrchová kerma K_e^* (vztažena na 1 snímek) [mGy]
Bederní páteř	AP – projekce předozadní	10
	LAT – projekce boční	30
	LSJ – projekce na lumbosakrální přechod	40
Břicho, intravenosní urografie a cholecystografie	AP – projekce předozadní	10
Pánev	AP – projekce předozadní	10
Kyčelní kloub	AP – projekce předozadní	10
Hrudník	PA – projekce zadopřední	0,4
	LAT – projekce boční	1,5
Hrudní páteř	AP – projekce předozadní	7
	LAT – projekce boční	20
Lebka	PA – projekce zadopřední	5
	LAT – projekce boční	3
Zuby	Intraorální snímek	5
	radioviografie	1

Jak již bylo uvedeno, míra lékařského ozáření není limitována, je pouze optimalizována. Proč tomu tak je, lze nejlépe předvést na několika příkladech. Pokud by bylo lékařské ozáření pevně limitováno, lékař by například nemohl:

- Ošetřit některé zlomeniny s větším počtem úlomků, nemohl by totiž vzdálené kostní úlomky dostat do potřebné polohy, protože by byla potřeba použít nadlimitní dávka pro pořízení rentgenového snímku.
- Pořídit opakovaný snímek v případě nedostatečně ostrého předešlého snímku, nebo v případě nového nálezu. Mohlo by totiž hrozit překročení limitu velikosti dávky.
- Odhalit metastázu primárního nádoru, v případě vyčerpání limitu roční dávky.

Osoba odpovědná za užití ionizujícího záření je zpravidla lékař se specializací v radiodiagnostice, radioterapii nebo nukleární medicíně. Tento lékař musí posoudit správnost rozhodnutí o použití ionizujícího záření, popřípadě navrhnout indikujícímu lékaři jiné metody vyšetření, pokud by šlo potřebnou informaci získat i bez ozáření pacienta. Stanovení velikosti dávky záření, optimální využití zobrazovacího zařízení a rozpoznání jeho poruch má na starost laborant. [15, 17]

4.3 Další pravidla radiační ochrany

Kromě těchto základních principů je důležité si uvědomit další pravidla radiační ochrany, které vedou ke snížení absorbované dávky v organismu. Těmito pravidly jsou:

- Snížení doby expozice. Obdrženou dávka je přímo úměrná době expozice a lze ji tedy snížit zkrácením doby pobytu v exponovaném místě.
- Intenzita záření je nepřímo úměrná druhé mocnině vzdálenosti od zdroje záření (přesně platí pro bodový zdroj záření). Tato skutečnost již byla popsána rovnicí 1.2. Je tedy důležité stát co nejdále od zdroje záření. Při diagnostice

rentgenovým přístrojem je zdrojem rozptýleného záření samotný ozařovaný pacient.

- Velmi významným způsobem ochrany před radiací je stínění záření vhodným materiálem. Touto metodou lze významné množství záření absorbovat, někdy i zcela odstínit. Pro stínění rentgenového záření se používají látky s vysokou hustotou, především olovo. [2, 15]

5 Rentgenový přístroj

5.1 Druhy rentgenových zařízení

Pro použití rentgenového záření v diagnostické medicíně se používá rentgenový přístroj. Existuje více typů rentgenových přístrojů, které se podle § 6 vyhlášky č. 184/1997 Sb. dělí na jednoduché a významné zdroje ionizujícího záření. K významným zdrojům ionizujícího záření patří stacionární skiagrafické, skiaskopicko-skiagrafické rentgenové přístroje a angiografické systémy. Jednoduché zdroje ionizujícího záření jsou přístroje mamografické, zubní rentgeny, vyšetřovací sklopné stěny, zařízení pro CT a mobilní rentgenová zařízení, které se dále dělí na zařízení skiagrafické a zařízení s C ramenem. Některé z těchto přístrojů jsou zobrazeny v příloze B. [5,13]

Ačkoliv všechny tyto rentgenové zařízení mají různé tvary a rozměry, jsou tvořeny třemi hlavními částmi: rentgenka, vysokonapěťový generátor a ovládací panel. Většinou je rentgenový zářič společně s vysokonapěťovým generátorem umístěn v jedné místnosti a ovládací konzole v místnosti druhé. Místnosti jsou vzájemně oddělené ochrannou zdí. V některých případech je potřeba pořídit rentgenový snímek pacienta, avšak pacienta není možné dopravit do místnosti s rentgenovým přístrojem (např. imobilního pacienta na lůžku, kterého je potřeba neustále monitorovat). Pro tyto případy se používají pojízdné rentgenové přístroje, které mají sice menší výkon a nevytváří tak kvalitní rentgenogram jako velké stacionární rentgenové přístroje, avšak lze je snadno dopravit přímo k pacientovi. Jedná se o nejjednodušší rentgenové přístroje kde jsou rentgenka, vysokonapěťový generátor i ovládací konzole jsou umístěny na jediném pojízdném podvozku. Diagnostické rentgenové přístroje obvykle pracují s napětím na rentgence v rozpětí 20 – 150 kV a proudem 25 – 1200 mA.

5.2 Rentgenka

Samotné rentgenové záření vzniká ve vakuové elektronce, rentgence, která je z elektronického hlediska klasickou diodou zapojenou do obvodu s vysokým napětím přibližně 20 – 200 kV. Základními částmi rentgenky jsou dvě elektrody, nazvané

katoda a anoda. Princip vzniku rentgenového záření spočívá v urychlení elektronů, které vysokou rychlostí dopadají na anodu. Při dopadu elektronů dochází k jejich prudkému brzdění a uvolnění energie především ve formě tepelné energie a ve formě rentgenového záření. Jen přibližně 1 % kinetické energie elektronů se přemění na rentgenové záření dvojího druhu: brzdné záření a charakteristické záření. [5, 6, 7, 10, 19]

5.2.1 Anoda

Anoda je kladně nabitou elektrodou v rentgence, na kterou dopadají urychlené elektrony. Je nejčastěji tvořena z wolframu, protože má vysokou elektronovou hustotu, díky čemuž se urychlené elektrony lépe brzdí a lépe tím předávají svojí energii. Existují anody stacionární, avšak kvůli přeměně 99 % kinetické energie elektronů na teplo se častěji používají anody rotační. Svazek dopadajících elektronů se poté nesoustředí pouze do jednoho místa na anodě, ale do prstence po obvodu anody a tím dochází k rovnoměrnějšímu zahřívání. Elektrony při dopadu na anodu prochází pouze několika vrstvami atomů, dokud neztratí svou kinetickou energii. Naprostá většina elektronů předá svojí energii vnějšímu elektronovému obalu atomů anody, které se excitují a následně se vrátí do původního stavu vyzářením infračerveného světla. Zbylé elektrony interagují s jádrem atomu a vyzáří tak brzdné záření, nebo interagují s elektrony ve vnitřním obalu atomu a způsobí tak vznik charakteristického záření. [5, 6, 9]

5.2.2 Katoda

Katoda je záporná část rentgenky, tvořena dvěma základními částmi – vláknem a fokusační miskou.

Vláknem, které je většinou tvořeno wolframem, je žhaveno na teplotu potřebnou k dosažení takové kinetické energie elektronů, aby opustili elektronový obal a mohli se volně pohybovat prostorem. Tento jev se nazývá termoemise. Po uvolnění elektronů z wolframového vlákna se elektrony začnou urychlovat vysokým napětím mezi anodou a katodou směrem k anodě.

Fokusační miska obklopuje žhavené vlákno. Elektrony uvolněné termoemisí z vlákna mají tendenci se navzájem odpuzovat, což vede k rozšíření paprsku urychlených elektronů. Dokonce se může stát, že některé z takto vychýlených elektronů anodu minou. Význam fokusační misky je tedy v tom, že zaměřuje urychlované

elektrony do malé plochy na anodě. Toho je dosaženo nabitím fokusační misky záporně a odpudivou silou tak tlačí záporně nabitě elektrony do jednoho úzkého svazku. [6, 19]

5.2.3 Elektrické napájení rentgenky

Rentgenku je potřeba napájet jednak zdrojem vysokého napětí pro urychlení elektronů a také dalšími zdroji pro udržování funkcí nezbytných pro správný provoz rentgenky. Rentgenka se napájí třemi hlavními zdroji. [7, 6]

Zdroj žhavicího proudu pro katodu slouží k nažhavení katody na potřebnou teplotu pro uvolnění elektronů. Jedná se o nízké napětí většinou 6 – 12 V a proud přibližně 0,5 – 10 A dodávaný z transformátoru.

Zdroj vysokého napětí (anodové napětí) slouží k urychlování elektronů proudících od katody k anodě. Používané anodové napětí se pohybuje v hodnotách přibližně 20 – 150 kV. Toto vysoké napětí zajišťuje vysokonapěťový transformátor (generátor), který síťové napětí transformuje do takto vysokých hodnot. Elektrony takto urychlené mohou dosahovat až 0,8 násobek rychlosti světla. Například při hodnotě anodového napětí 60 kV je rychlost urychlených elektronů přibližně $145 \cdot 10^6 \text{ ms}^{-1}$, což je téměř polovina rychlosti světla.

Jako **zdroj pro rotaci anody** se používá většinou střídavé napětí (220/380 V) ze sítě přiváděné na cívku statoru, která svým magnetickým polem roztáčí anodu.

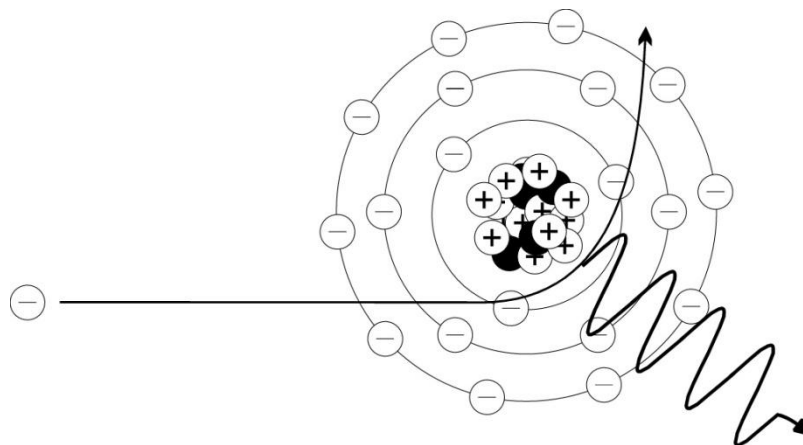
5.3 Záření vzniklé na rentgence

Jak již bylo uvedeno, při zpomalování elektronů na anodě dochází vedle tvoření tepelné energie také ke vzniku dvou druhů rentgenového záření – brzdného a charakteristického.

5.3.1 Brzdné rentgenové záření

Brzdné rentgenové záření je převyšujícím typem rentgenového záření. Jelikož je jádro atomu kladně nabitě a elektron má záporný náboj, vzniká mezi nimi přitažlivá elektrostatická síla. Jakmile se elektron přiblíží k atomovému jádru, začne být ovlivněn mnohem větší silou - jadernou silou. Tato síla způsobí různě velké zpomalení elektronu a vychýlení z jeho původního směru. Libovolně velká část kinetické energie elektronu

se tak přemění na elektromagnetické záření – brzdné rentgenové záření. Velikost přeměněné energie závisí na počáteční energii elektronu a také do jaké blízkosti jádra se dostane. Čím blíže se elektron dostane k jádru, tím větší část původní kinetické energie je přeměněna na rentgenové záření. Například z elektronu o energii 70 keV může vzniknout foton s energií v rozmezí 0 až 70 keV. [5, 6]

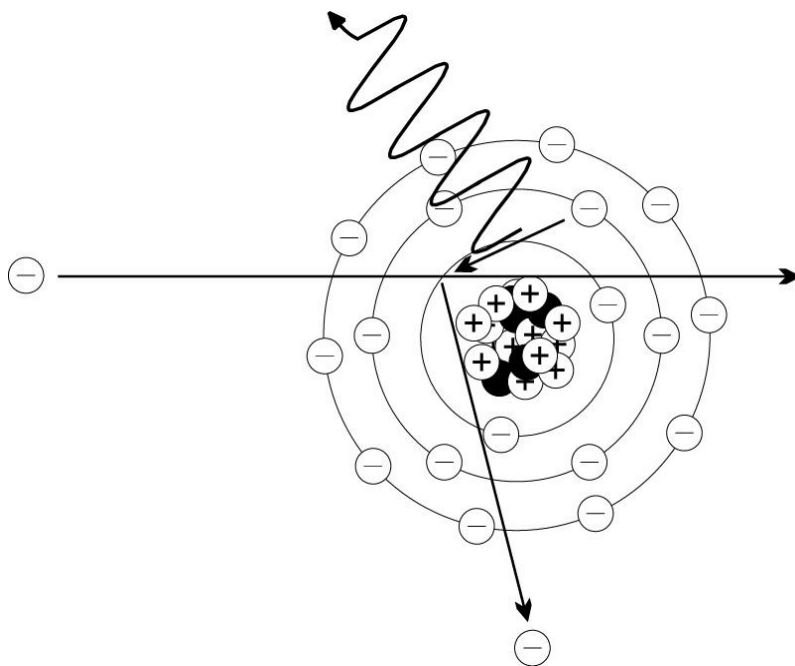


Obrázek 10 – Brzdné rentgenové záření

5.3.2 Charakteristické rentgenové záření

Ke vzniku charakteristického rentgenového záření dochází, když urychlený elektron zcela vyrazí z vnitřního elektronového obalu atomu elektron druhý. Chybějící elektron ve vnitřních vrstvách elektronového obalu způsobuje velmi nepřírozený stav atomu. Tento stav vede k nahrazení chybějícího elektronu jiným elektronem z vrstev vzdálenějších od jádra. Během svého sestupu z vnější vrstvy do vnitřní ztrácí svou energii, kterou vyzáří ve formě fotonu charakteristického rentgenového záření. Tento foton má energii rovnou rozdílu vazebných energií vyraženého elektronu a elektronu, který jej nahradil.

Energie charakteristického záření závisí na materiálu, ze kterého je anoda vyrobena. Čím větší je protonové číslo tohoto materiálu, tím větší energii bude charakteristické záření mít. U wolframu je maximální hodnota charakteristického rentgenového záření přibližně 70 keV. [5, 6]



Obrázek 11 - Charakteristické rentgenové záření

5.4 Kryt rentgenky

Aby nedocházelo ke zbytečnému ozařování prostoru kolem rentgenky, je potřeba, aby byla rentgenka zapouzdřena v krytu, který nechtěné záření odstíní na bezpečné hodnoty. Materiálem používaným při stínění je olovo. Samozřejmě není žádoucí odstínit všechno vzniklé rentgenové záření, proto je ve středu krytu okénko, na které je svým dopadovým ohniskem natočena anoda. Toto okénko je většinou tvořeno akrylátovým sklem a prochází jím centrální paprsek rentgenového záření používaný k vyšetření pacienta.

Mezi další významy krytu patří ochrana před úrazem elektrickým proudem a také ochrana rentgenky před jejím poškozením.

Z důvodů vysokých teplot vznikajících na anodě, je v některých krytech prostor mezi rentgenkou a stěnou krytu vyplněn chladícím olejem. [6]

6 Cíle a metodika výzkumu

6.1 Cíle

Cílem výzkumné části této práce je určit hodnoty radiace v okolí pojízdného rentgenového přístroje a objektivně zhodnotit možný vliv rozptýleného záření na zdraví osob v blízkosti přístroje. Dalším cílem je porovnat zda je radiace v okolí přístroje nižší u modernějších přístrojů než u přístrojů starých.

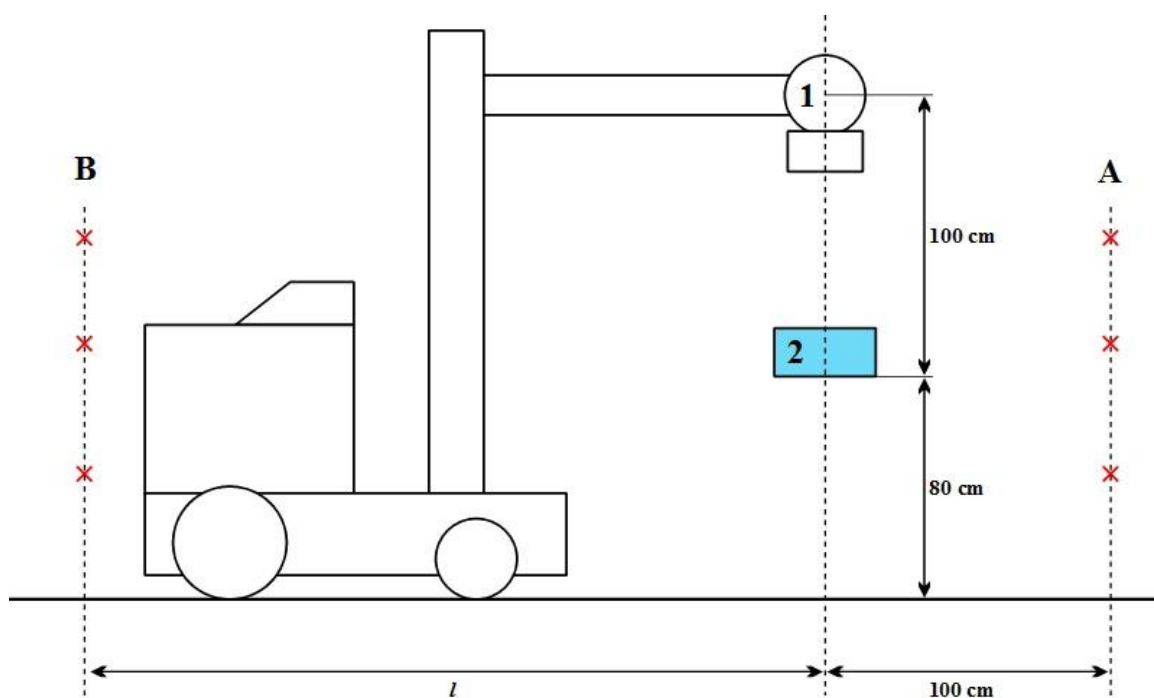
6.2 Metodika

Při řešení této bakalářské práce bylo základní metodou sběru dat jednak samotné měření rozptýleného záření u pojízdných skiagrafických rentgenových přístrojů a také protokoly o měření neúčinného záření z různých radiodiagnostických pracovišť.

6.2.1 Měření rozptýleného záření

K měření byly vybrány přístroje různých výrobců a s co nejširším spektrem doby výroby. Jednalo se pouze o skiagrafické pojízdné rentgenové přístroje, protože pouze tyto přístroje se používají při vyšetřování imobilních pacientů upoutaných na lůžko a rozptýleným zářením jsou ohroženy osoby v jeho blízkosti. Měření probíhaly v nemocnici Na Homolce a ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze.

U každého přístroje bylo zvoleno šest bodů, ve kterých se měření provádělo. Jednotlivé body jsou znázorněny na obrázku 11. Tři body byly umístěny na ose A, která se nachází ve vzdálenosti 1m od osy centrálního paprsku. Tyto body jsou ve výšce 50, 90 a 120 cm nad zemí. Osa A znázorňuje nejbližší možnou polohu pacienta ležícím na vedlejším lůžku (téměř vždy je však vzdálenost větší, kolem dvou metrů). Další tři měřicí body se nacházely na ose B. Osa B byla umístěna za ovládacím panelem přístroje a znázorňuje možnou polohu obsluhy přístroje. Jednotlivé body se nacházely ve stejných výškách od země jako u osy A. Vzdálenost osy B od osy centrálního paprsku je však u každého přístroje rozdílná, neboť každý přístroj měl jiné rozměry.



Obrázek 12 - Situace měření

1 – ohnisko rentgenky, 2 – fantom 25 x 25 x 15 cm (voda nebo PMMA), vzdálenost l je proměnná neboť každý přístroj měl jiné rozměry.

Jelikož rozptýlené záření vzniká jako následek interakce s hmotou (pacientem) je zapotřebí do primárního svazku umístit pacienta nebo objekt, na kterém je záření rozptýleno. Vzniká zde možnost umístit dozimetr vedle pacienta při skutečném pořizování snímků, nebo použít fantom s podobným součinitelem zeslabení rentgenového záření.

Pro provedení měření byla zvolena možnost s použitím fantomu. Fantom byl použit, protože pro získání hodnot v šesti bodech je potřeba provedení minimálně šesti expozic (při použití jednoho dozimetru s ionizační komorou). Pro kontrolu správnosti měření však byly některé body naměřené vícekrát. Na pacientovi není možné provést takový počet snímků, protože bychom ho zbytečně zatěžovali přílišnou radiací a porušili bychom tím princip zdůvodnění. Pokud bychom tedy chtěli získat stejný počet hodnot při snímkování pacientů, museli bychom umístit ionizační komoru vždy do jednoho bodu při vyšetření jednoho pacienta. Pro získání všech šesti bodů u jednoho přístroje by tedy bylo potřeba minimálně šesti pacientů. Avšak každý pacient má jiné tělesné proporce, trochu jinou mírou rozptyluje záření a takové měření by proto nebylo příliš objektivní.

Při měření byly použity dva typy fantomů. Jednalo se o vodní fantom s vnějšími rozměry 25 x 25 x 15 cm a o fantom tvořen z polymetylakrylátu (PMMA) o stejných rozměrech. Oba tyto fantomy mají velmi podobný součinitel zeslabení rentgenového záření a vyhovují tak normě ČSN EN 60601-1-3.

Pro měření kerry ve vzduchu v jednotlivých bodech byly použity dozimetry s ionizačními komorami. Přístroj RADCAL 9010 k němuž byla připojena velkoobjemová ionizační komora 10x5-1800 s objemem 1800 cm³. Tento přístroj lze nastavit tak, aby výsledné hodnoty sám korigoval podle teploty a tlaku v místě, kde se měření provádí. Nejistota měření tímto přístrojem je < 5 %. Druhý použitý dozimetr s označením OD – 01 Hx byl od firmy STEP a byla k němu připojena velkoobjemová ionizační komora o objemu 600 cm³. U tohoto přístroje bylo potřeba výsledné hodnoty korigovat dodatečným výpočtem. Nejistota měření tímto přístrojem je výrobcem stanovena na <15 %.

Pro objektivní porovnání jednotlivých naměřených přístrojů, je důležité, aby u každého jednotlivého měření byly zachovány stejné podmínky. Těmito podmínkami jsou:

- Vzdálenost ohniska rentgenky od povrchu fantomu (FFD) – tato vzdálenost byla nastavena na 100cm.
- Vzdálenost fantomu od země – tato vzdálenost přibližně odpovídá výšce patientského lůžka a byla určena na 80 cm.
- Napětí rentgenky a elektrické množství – napětí rentgenky bylo nastaveno na 80 kV a elektrické množství bylo nastaveno na 20 mAs. Takové hodnoty se používají při pořizování snímků dutiny břišní.
- Clona – clona byla otevřena tak, aby v místě dopadu na fantom měl primární svazek rentgenového záření průřez o rozměrech 25 x 25 cm.
- Umístění ionizační komory – umístění ionizační komory odpovídalo polohám vyobrazených na obrázku 12.

Změny tlaku a teploty vzduchu způsobují uvnitř ionizačních komor změny, které mají za následek zobrazení chybných hodnot měření. U měření č. 4 a 5 nejsou uvedeny hodnoty teploty a tlaku vzduchu, protože u těchto měření byl použit dozimetr RADCAL 9010, který měří tlak a teplotu vzduchu sám a automaticky je započítává do zobrazovaných výsledků. U měření č. 1, 2 a 3 byl použit dozimetr OD-01Hx od firmy

STEP, který automatické započítávání tlaku a teploty do výsledných hodnot neumožňuje. Z důvodu absence této funkce je potřeba určit korekční faktor, který bere v úvahu vliv změn tlaku a teploty na výsledek měření. Korekční faktor f lze vypočítat z následující rovnice:

$$f = \frac{101,3}{p} \cdot \frac{273+t}{293} \quad (6.1)$$

Kde p je tlak vzduchu v kPa a t teplota v °C. Korigovaná hodnota měření M_0 se po té vypočítá ze vztahu:

$$M_0 = M \cdot f \quad (6.2)$$

Kde M je zobrazované hodnota měření na dozimetru a f je korekční faktor.

U každého přístroje je uveden roční odhad dávkového ekvivalentu ve výšce 120 cm, pokud se pracovník nachází za ovládacím pultem rentgenového přístroje. Výška 120 cm přibližně odpovídá umístění hrudníku pracovníka a byla zvolena ze dvou důvodů. Prvním důvodem je rozložení nejvyšších hodnot tkáňových váhových faktorů v těchto místech (tabulka 2). Druhým důvodem je konstrukce rentgenových přístrojů, protože v této výšce již většinou pracovník není stíněn ovládacím pultem

6.2.2 Materiály poskytnuté nemocnicemi

Jako druhý zdroj dat byly použity protokoly o měření neužitečného záření, protokoly o měření rozptýleného záření a důkazy optimalizace radiační ochrany z pracovišť nemocnicí Na Homolce, Všeobecné fakultní nemocnice v Praze, Krajské nemocnice v Liberci a Institutu klinické a experimentální medicíny.

Z důvodů různých podmínek při měření rozptýleného záření uvedených v každém protokolu, se naměřené hodnoty nedají objektivně srovnávat mezi jednotlivými přístroji. Hodnoty z těchto protokolů slouží pouze pro získání představ o velikosti dávek, se kterými se můžeme během vyšetření setkat.

7 Měření rozptýleného záření

U všech měření rtg zařízení byly zachovány podmínky napsané v tabulce 6 stejné.

Tabulka 6 – Podmínky při měření

Podmínky stejné pro všechny měření	
Napětí rentgenky U [kV]	80
Elektrické množství Q [mAs]	20
Vycloněno na [cm]	25 x 25
Vdálčnost ohnisko rentgenky – povrch fantomu [cm]	100
Vzdálčnost fantomu od země [cm]	80
Vzdálčnost osy A od primárního svazku [cm]	100

Rozmístění měřících bodů na ose A a B je vyobrazeno na obrázku 12.

Hodnota korekčního faktoru pro měření č. 1 je $f = 1,0559$ a pro měření č. 2, 3 je $f = 1,0347$ (měření č. 2, 3 bylo provedeno ve stejné místnosti se stejnými podmínkami). Tyto hodnoty jsou získány výpočtem z rovnic 6.1 a 6.2.

7.1 Měření č. 1 - BATRIX

Tabulka 7 - Měření č. 1

RTG zařízení		
Výrobce	Název zařízení	Rok výroby
Thomson MEDICAL	BATRIX	1987
Podmínky při měření		
Vzdálenost osy B [cm]	Teplota vzduchu [°C]	Tlak vzduchu [kPa]
170	26	97,9
Fantom		
Materiál	Rozměry [cm]	
Voda	25 x 25 x 15	
Měřicí přístroj		
Výrobce	Název přístroje	Objem komory [cm ³]
STEP	OD-01Hx	600
Naměřené hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	1,83	0,05
90	2,59	0,06
120	2,79	0,10
Korigované hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	1,93	0,05
90	2,73	0,06
120	2,95	0,11

Odhadovaný počet snímků pacientů pořízených tímto přístrojem je 1600 za rok. Pokud by pořizování snímků vykonával po celý rok pouze jeden pracovník, který by vždy stál za řídícím panelem přístroje, obdržel by za rok dávkový ekvivalent na hrudník **176 μSv**.

Nejistota naměřených hodnot je < 15%.

Měření č. 1 bylo provedeno v nemocnici Na Homolce dne 25. 3. 2013. Měření provedla Ing. Kamila Kulhová, spolupracoval Radek Pujman.

7.2 Měření č. 2 - TMX

Tabulka 8 - Měření č. 2

RTG zařízení		
Výrobce	Název zařízení	Rok výroby
TechnixS.p.A Italy	TMX	2005
Podmínky při měření		
Vzdálenost osy B [cm]	Teplota vzduchu [°C]	Tlak vzduchu [kPa]
160	18,8	97,5
Fantom		
Materiál	Rozměry [cm]	
Voda	25 x 25 x 15	
Měřicí přístroj		
Výrobce	Název přístroje	Objem komory [cm ³]
STEP	OD-01Hx	600
Naměřené hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	1,81	0,04
90	1,81	0,06
120	2,29	0,22
Korigované hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	1,87	0,04
90	1,87	0,06
120	2,36	0,23

Odhadovaný počet snímků u pacientů provedených rentgenovým zařízením TMX je 1200 za jeden rok. Pokud by během tohoto roku pracoval s tímto zařízením pouze jeden pracovník a pokaždé by během snímkování stál za ovládacím panelem přístroje, obdržel by za tento rok dávkový ekvivalent na hrudník **72 μSv**.

Nejistota naměřených hodnot je < 15%.

Měření č. 2 bylo provedeno v nemocnici Na Homolce dne 25. 3. 2013. Měření provedla Ing. Kamila Kulhová, spolupracoval Radek Pujman.

7.3 Měření č. 3 – Polymobil 10

Tabulka 9 - Měření č. 3

RTG zařízení		
Výrobce	Název zařízení	Rok výroby
Siemens	Polymobil 10	1997
Podmínky při měření		
Vzdálenost osy B [cm]	Teplota vzduchu [°C]	Tlak vzduchu [kPa]
160	18,8	97,5
Fantom		
Materiál	Rozměry [cm]	
Voda	25 x 25 x 15	
Měřicí přístroj		
Výrobce	Název přístroje	Objem komory [cm ³]
STEP	OD-01Hx	600
Naměřené hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	2,58	0,47
90	2,27	0,17
120	2,89	0,07
Korigované hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	2,67	0,49
90	2,34	0,18
120	3,00	0,07

Odhadovaný počet snímků prováděných zařízením Polymobil 10 za jeden rok je 250. Pokud by snímkování s tímto přístrojem prováděl vždy stejný pracovník a pokaždé by stál za ovládacím panelem přístroje, obdržel by za jeden rok dávkový ekvivalent na hrudník **17,5 μSv**.

Nejistota naměřených hodnot je < 15%.

Měření č. 3 bylo provedeno v nemocnici Na Homolce dne 25. 3. 2013. Měření provedla Ing. Kamila Kulhová, spolupracoval Radek Pujman.

7.4 Měření č. 4 – FCR-MB 101

Tabulka 10 - Měření č. 4

RTG zařízení		
Výrobce	Název zařízení	Rok výroby
Fuji Film Corporation	FCR-MB 101	2010
Podmínky při měření		
Vzdálenost osy B [cm]	Teplota vzduchu [°C]	Tlak vzduchu [kPa]
260	-	-
Fantom		
Materiál	Rozměry [cm]	
PMMA	25 x 25 x 15	
Měřicí přístroj		
Výrobce	Název přístroje	Objem komory [cm ³]
RADCAL	9010	1800
Naměřené hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	0,26	0,005
90	0,49	0,003
120	0,49	0,010

Přístroj během měření hlásil chybu nedostatečného napájení na rentgence. Napětí na rentgence během měření kolísalo a naměřené hodnoty proto nejsou objektivní.

Odhadovaný počet expozic se zařízením FCR-MB 101 je 2400 za rok. Z důvodu poruchy napájení rentgenky zařízení nelze odhadnout objektivní dávkový ekvivalent, který obdrží obsluha přístroje.

Nejistota naměřených hodnot je $\leq 5\%$.

Měření č. 4 bylo provedeno ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze dne 15. 2. 2013. Měření provedl Ing. Zdeněk Šebestián, spolupracoval Radek Pujman.

7.5 Měření č. 5 – Praktix 33

Tabulka 11 - Měření č. 5

RTG zařízení		
Výrobce	Název zařízení	Rok výroby
Philips	Praktix 33	1995
Podmínky při měření		
Vzdálenost osy B [cm]	Teplota vzduchu [°C]	Tlak vzduchu [kPa]
160	-	-
Fantom		
Materiál	Rozměry [cm]	
PMMA	25 x 25 x 15	
Měřicí přístroj		
Výrobce	Název přístroje	Objem komory [cm ³]
RADCAL	9010	1800
Naměřené hodnoty		
Výška od země [cm]	Hodnoty v bodech na ose A [μSv]	Hodnoty v bodech na ose B [μSv]
50	1,79	0,58
90	2,23	0,14
120	3,43	0,32

Nejistota naměřených hodnot je $\leq 5\%$.

Měření č. 5 bylo provedeno ve Všeobecné fakultní nemocnici v Praze dne 15. 2. 2013.

Měření provedl Ing. Zdeněk Šebestián, spolupracoval Radek Pujman.

8 Materiály z nemocnic

Protokoly o měření získané z nemocnic se týkají pojízdných skiografických rentgenových zařízení uvedených v tabulce 12. Podmínky, při kterých byly tyto přístroje měřeny, jsou uvedeny v tabulce 13.

Tabulka 12 - Rentgenové zařízení

Zařízení			
č.	Výrobce	Název zařízení	Rok výroby
1	Fuji Film Corporation	FCR-MB 101	2010
2	Technix S.p.A., Ralco a IAE Itálie	TMS 300	2005
3	Philips Medical Systems DMC GmbH	PRACTIX 300 RAD 74	2009
4	GE Medical Systems	TMX+	2005
5	Technix S.p.A Italy	TMX	2005
6	Technix S.p.A Italy	TMX	2005
7	Siemens	Polymobil 10	1997
8	THOMPSON CGR Francie	BATRIX	1987
9	Siemens	Mobilett XP Hybrid	2010
10	Siemens	Mobilett XP Digital	2005
11	Technix S.p.A., Ralco a IAE Itálie	TMS 300	2009

Tabulka 13 - Podmínky u měření

Vlastnosti fantomu			Nastavené hodnoty rtg přístroje			
č.	vzdálenost fantom-země [cm]	rozměry[cm]	U [kV]	Q [mAs]	FFD [cm]	Vycloněno na [cm]
1	90	25x25x15	80	20,0	100	18x18
2	80	25x25x15	80	20,0	100	18x18
3	40	tl. 20	100	25,0	130	30x30
4	40	tl. 20	100	25,0	130	30x30
5	53	25x25x15	110	24,8	130	25x25
6	53	25x25x15	110	24,4	130	25x25
7	-	tl. 20	85	2,5	100	30x30
8	-	tl. 15	95	10,0	100	30x30
9	80	25x25x15	81	32,0	100	18x18
10	80	25x25x15	81	32,0	100	18x18
11	80	25x25x15	80	20	100	18x18

Z hodnot uvedených v materiálech od nemocnic, jsou v tabulkách uvedeny hodnoty měřené v místech, které se nejvíce podobají rozmístění měřících bodů na obrázku 12.

8.1 Hodnoty uvedené v materiálech od nemocnic

Protokol o měření č. 1 – FCR-MB 101

Osa A, na které se body měření nacházely, je od osy centrálního paprsku vzdálená 1 m a je umístěna vpředu od přístroje. Osa B, je od osy centrálního paprsku vzdálená 2,6 m a nachází se za ovládacím panelem přístroje.

Tabulka 14 - Hodnoty z protokolu č. 1

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μSv]	Naměřené hodnoty [μSv]
50	1,9	0,01
90	1,9	0,04
120	1,6	0,8

Nejistota stanovení změřených hodnot je v protokolu uvedena $\leq 30\%$.

Protokol o měření č. 2 – TMS 300

Hodnota uvedená v protokolu se vztahuje na místo vpředu před přístrojem ve vzdálenosti 150 cm – místo A. Další hodnota je naměřena ve vzdálenosti 150 cm za ovládacím panelem přístroje – místo B.

Tabulka 15 - Hodnoty z protokolu č. 2

	Místo A	Místo B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μGy]	Naměřené hodnoty [μGy]
-	0,29	0,2

Uvedená nejistota naměřených hodnot je v toleranci 10 %.

Protokol o měření č. 3 – PRACTIX 300 RAD 74

Osa A se nachází ve vzdálenosti 300 cm bočně od rentgenového přístroje. Osa B je umístěna 300 cm od osy primárního svazku, za ovládacím panelem přístroje.

Tabulka 16 - Hodnoty z protokolu č. 3

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μGy]	Naměřené hodnoty [μGy]
40	0,56	0,06
80	0,46	0,08
120	0,58	0,14

Nejistota naměřených hodnot není v materiálech uvedena.

Protokol o měření č. 4 – TMX+

Osa A se nachází ve vzdálenosti 300 cm bočně od rentgenového přístroje. Osa B je umístěna 300 cm od osy primárního svazku, za ovládacím panelem přístroje.

Tabulka 17 - Hodnoty z protokolu č. 4

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μGy]	Naměřené hodnoty [μGy]
40	0,32	0,05
80	0,40	0,06
120	0,48	0,10

Nejistota naměřených hodnot není v materiálech uvedena.

Protokol o měření č. 5 - TMX

Osa A se nachází ve vzdálenosti 100 cm od osy primárního svazku směrem od ovládacího panelu. Osa B se nachází ve vzdálenosti 140 cm, přímo za ovládacím pultem rentgenového zařízení.

Tabulka 18 - Hodnoty z protokolu č. 5

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μSv]	Naměřené hodnoty [μSv]
40	2,41	0,11
80	3,39	0,14
120	3,84	0,23

Nejistota naměřených hodnot není v materiálech uvedena.

Protokol o měření č. 6 - TMX

Osa A se nachází ve vzdálenosti 100 cm vlevo od osy primárního svazku. Osa B se nachází ve vzdálenosti 140 cm, přímo za ovládacím pultem rentgenového zařízení.

Tabulka 19 - Hodnoty z protokolu č. 6

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μSv]	Naměřené hodnoty [μSv]
40	2,56	0,17
80	2,54	0,23
120	2,37	0,33

Nejistota naměřených hodnot není v materiálech uvedena.

Protokol o měření č. 7 – Polymobil 10

Osa A se nachází ve vzdálenosti 100 cm bočně od osy primárního svazku. Osa B se nachází 200 cm bočně od osy primárního svazku.

Tabulka 20 - Hodnoty z protokolu č. 7

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μGy]	Naměřené hodnoty [μGy]
80	0,36	0,11
120	0,36	0,11
160	0,42	0,14

Nejistota naměřených hodnot není v materiálech uvedena.

Protokol o měření č. 8 - BATRIX

Osa A je umístěna 100 cm bočně od primárního svazku. Osa B se nachází 200 cm bočně od primárního svazku.

Tabulka 21 - Hodnoty z protokolu č. 8

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μGy]	Naměřené hodnoty [μGy]
80	1,30	0,27
120	1,30	0,27
160	1,40	0,32

Nejistota naměřených hodnot není v materiálech uvedena.

Protokol o měření č. 9 - Mobilett XP Hybrid

Osa A je umístěna 100 cm od osy centrálního paprsku směrem od ovládacího panelu přístroje. Osa B je umístěna za ovládacím panelem 200 cm od osy centrálního paprsku.

Tabulka 22 - Hodnoty z protokolu č. 9

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μSv]	Naměřené hodnoty [μSv]
50	1,85	0,58
90	1,84	0,50
120	2,35	0,64

Nejistota stanovení změřených hodnot je v protokolu uvedena ≤30%.

Protokol o měření č. 10 - Mobilett XP Digital

Osa A je umístěna 100 cm od osy centrálního paprsku směrem od ovládacího panelu přístroje. Osa B je umístěna za ovládacím panelem 200 cm od osy centrálního paprsku.

Tabulka 23 - Hodnoty z protokolu č. 10

	Osa A	Osa B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μSv]	Naměřené hodnoty [μSv]
50	2,23	0,86
90	3,12	1,07
120	3,26	1,04

Nejistota stanovení změřených hodnot je v protokolu stanovena na $\leq 30\%$.

Protokol o měření č. 11 – TMS 300

Hodnota uvedená v protokolu se vztahuje na místo vpředu před přístrojem ve vzdálenosti 150 cm – místo A. Další hodnota je naměřena ve vzdálenosti 150 cm za ovládacím panelem přístroje – místo B.

Tabulka 24 - Hodnoty z protokolu č. 11

	Místo A	Místo B
Výška nad zemí[cm]	Naměřené hodnoty [μGy]	Naměřené hodnoty [μGy]
-	0,24	0,18

Uvedená nejistota naměřených hodnot je v toleranci 10 %.

9 Diskuze

Z naměřených a zjištěných hodnot je zřejmé, že při pořizování jednotlivých skiagrafických snímků pacientů se kerma ve vzduchu v nejbližším okolí pohybuje maximálně v řádech jednotek μSv . Tyto hodnoty jsou naměřeny 1 m od centrálního svazku. Imobilní pacienti na vedlejším lůžku jsou většinou vzdáleni přibližně 2-3 m. Z rovnice 1.2 lze dopočítat, že ve srovnání s hodnotou kermy ve vzduchu v metrové vzdálenosti od osy centrálního paprsku je hodnota této kermy v dvoumetrové vzdálenosti pouze 25% a v třímetrové vzdálenosti přibližně 11%. Hodnoty kermy ve vzduchu jsou nejnížší v případě minimalizování snímkové plochy, snížením expoziční hodnoty a přesunem od vyšetřovaného pacienta do maximální možné vzdálenosti.

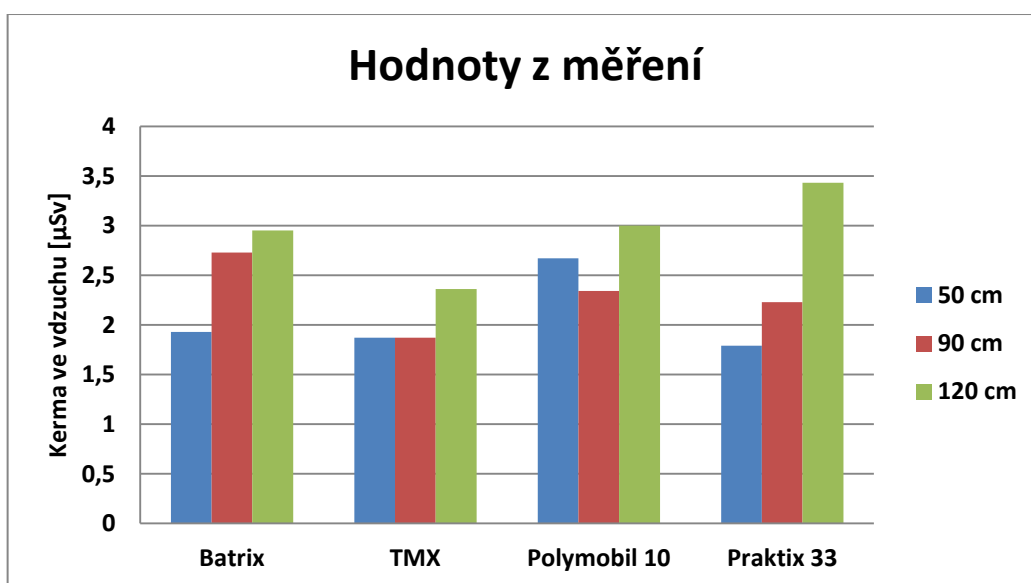
V případě pracovníka, který provádí snímkování a stojí vždy za ovládacím pultem přístroje, se dávkový ekvivalent za rok pohybuje maximálně v rozsahu desítek až stovek μSv . Tuto dávku lze výrazně snížit použitím ochranných pomůcek a také odstupem na maximální vzdálenost, kterou kabel k ovládání rentgenového zařízení umožní.

Ohledně účinků ionizujícího záření je potřeba připomenout, že stochastické účinky se mohou projevit u libovolně malé dávky záření. Je však důležité mít také na paměti, že každý člověk je vystaven ionizujícímu záření celý život z přírodních zdrojů. Lidský organismus si během evoluce vyvinul účinné reparační mechanismy, které v naprosté většině případů zabrání vzniku klinických projevů způsobených ozářením z přírodních zdrojů.

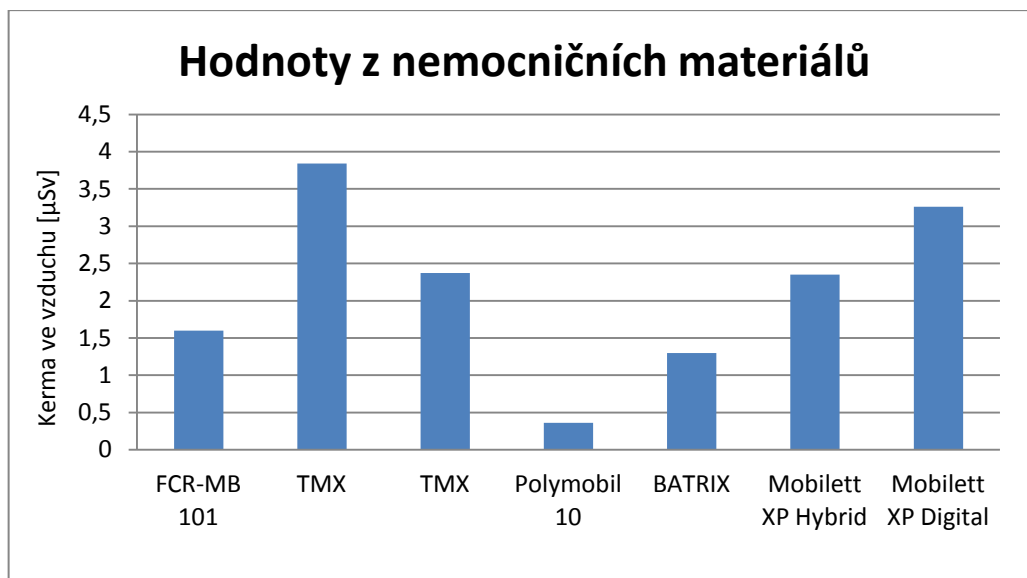
Při porovnání velikosti dávky obdržené z přírodního pozadí a dávky obdržené v okolí pojízdného skiagrafického rentgenového přístroje je patrné, že zářením je nejvíce zatížená obsluha rentgenového přístroje. Toto je dáno tím, že pracovníci jsou vystaveni záření několikrát denně. U těchto pracovníků je proto důležité, aby respektovali základní pravidla radiační ochrany. Měli by se chránit vzdáleností od zdroje ionizujícího záření, respektovat princip optimalizace a zdůvodnění a při pořizování snímků by měli nosit ochranný oděv. Bylo by také dobré, aby během roku vyšetření neprováděl pouze jeden pracovník, ale aby se jich střídalo více. Pracovnice se musí vyhýbat práci se zdrojem ionizujícího záření, pokud jsou těhotné.

Co se týče pacientů, kteří se nachází v místnosti s vyšetřovanou osobou je nejdříve potřeba zhodnotit jejich stav. Pokud jsou pacienti mobilní, bylo by dobré, aby opustili místnost, ve které vyšetření probíhá. Pacienti, kteří nemohou chodit a nejsou napojeni na žádné přístroje, by se měli i s lůžkem odvézt co nejdále to je možné od vyšetřovaného pacienta. V případě ostatních pacientů, kteří jsou napojeni na přístroje a jsou tedy imobilní, by byl jejich převoz nevhodný, protože samotný převoz by je vystavil většímu riziku než je riziko vycházející ze zásahu rozptýleným zářením. Těhotné imobilní pacientky by bylo dobré odstínit, například olověnou plachtou.

Na grafu 1 jsou uvedeny pouze hodnoty kerry ve vzduchu ve vzdálenosti 1 m od centrálního paprsku a třech výškách od země. Tyto hodnoty se týkají přístrojů naměřených pro tuto bakalářskou práci. Hodnoty naměřené na osách B nejsou na grafu uvedené, protože jsou výrazně ovlivněné konstrukcí rentgenového přístroje. Na grafu 2 jsou hodnoty vycházející z materiálů nemocnic. Z důvodu velkého množství měřených bodů, jsou zde uvedeny pouze přístroje, které měly uvedeny hodnotu ve vzdálenosti 1 m od centrálního paprsku a ve výšce 120 cm nad zemí. Na tomto grafu je vidět jakým způsobem se hladina kerry ve vzduchu liší, v závislosti na nastavení přístroje. Nejvíce patrný je tento rozdíl u přístroje Polymobil 10. Takto nízká hodnota kerry ve vzduchu je dána především nízkou hodnotou elektrického množství (2,5 mAs). Takové hodnoty elektrického množství se používají například při pořizování snímků ruky.



Graf 1 - Hodnoty z měření



Graf 2 - Hodnoty z nemocničních materiálů

Při srovnání velikosti kermy ve vzduchu u jednotlivých přístrojů, není tato kerma u modernějších přístrojů výrazně odlišná. Tento výsledek je podložen faktem, že i při konstrukci starších přístrojů (nejstarší přístroj, měřený v této bakalářské práci, byl vyroben v roce 1987) bylo dostatečné množství poznatků o rentgenovém záření pro jejich dostatečné odstínění v nepotřebném směru. Hodnoty radiace v okolí přístroje jsou tedy závislé pouze na rozptylových vlastnostech předmětu nebo pacientovi ležícím v centrálním paprsku a na nastavení rentgenového zařízení.

10 Závěr

Pokud se běžnému člověku řekne pojem radiace, většinou se mu vybaví hrůzné výjevy z dob černobylské havárie, jaderného útoku na japonská města a následné klinické projevy zapříčiněné extrémně vysokou dávkou ionizujícího záření. Není divu, jak lehce pak v člověku vzniknou obavy z tohoto záření. V této bakalářské práci je popsáno, jakých dávek je potřeba ke vzniku takových stavů a následné naměření dávek, které jsou v okolí pojízdných rentgenových přístrojů. Jak již bylo v práci popsáno vedle deterministických účinků, pro jejichž vznik je potřeba určité prahové dávky, existují i účinky stochastické. Tyto účinky nemají žádnou prahovou dávku, pravděpodobnost jejich vzniku roste s rostoucí dávkou a je zde i nepatrná, avšak nenulová pravděpodobnost, že stochastický účinek se projeví i díky ozáření z přírodního pozadí.

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo určit hodnoty radiace v okolí pojízdných skiagrafických rentgenových přístrojů a z těchto hodnot vyvodit možné zdravotní důsledky pro osoby v okolí přístroje.

Z výsledků měření je jasné, že kerma ve vzduchu v okolí těchto přístrojů dosahuje hodnot maximálně v jednotkách μSv . Jak již bylo několikrát zmíněno, společně s rostoucí vzdáleností od zdroje záření, tato kerma výrazně klesá. Hodnoty radiace v okolí pojízdných skiagrafických rentgenových přístrojů tedy byly v této bakalářské práci určeny a tento cíl byl splněn.

Druhým cílem bylo zhodnotit možné zdravotní účinky rozptýleného záření na osoby v okolí přístroje. Výsledky této práce dokazují, že hodnoty v okolí těchto přístrojů jsou přibližně milionkrát menší, než by bylo potřeba ke vzniku nejlehčích forem deterministických účinků záření. I ty nejvyšší naměřené hodnoty rozptýleného záření při jednorázovém pořízení snímků jsou zhruba poloviční ve srovnání s průměrnou denní dávkou způsobenou ozářením z přírodního pozadí. Riziko stochastických účinků záření je proto větší pro nechráněné pracovníky než pro pacienty v okolí. Ačkoliv jsou pracovníci vystaveni velmi malým dávkám, jsou ozáření několikrát denně po celý rok. Je proto žádoucí, aby se před radiací, které jsou vystaveni při pořizování snímků, chránili, protože na rozdíl od pacientů se v okolí rentgenového přístroje pohybují každý den a denně pořizují několik snímků. Při dodržování pravidel radiační ochrany jsou však rizika minimální i pro tyto pracovníky. Z těchto pravidel

bych vyzdvihl především ochranu vzdáleností, protože tuto ochranu lze využít téměř při každém pořizování snímků. Již ve vzdálenosti tří metrů od osy centrálního paprsku pojízdného rentgenového přístroje se kerma ve vzduchu pohybuje v řádech desetin μSv , přitom průměrná denní dávka z přírodního pozadí v České republice se pohybuje přibližně kolem devíti až deseti μSv .

Během psaní této práce mi bylo umožněno určit hodnoty kermy ve vzduchu v okolí přístrojů s různým datem výroby. Vznikl tak námět pro další cíl – zhodnotit, zda je kerma ve vzduchu u modernějších přístrojů výrazně odlišná. Z výsledků je zřejmé, že kerma ve vzduchu se v okolí rentgenových přístrojů výrazně neliší v závislosti na roku výroby přístroje. Při pořizování snímků u pacientů jsou hodnoty této kermy výrazně odlišné v případě různého nastavení rentgenového přístroje.

Všechny cíle tak byly splněny a bylo mi naznačeno, že tato bakalářská práce může být použita jako edukační materiál na radiodiagnostických pracovištích. Obrázky, u kterých nejsou uvedeny zdroje, jsem vytvořil pomocí softwaru Zoner Callisto 5.

Seznam použité literatury

Publikace a online zdroje

- [1] KLENER, Vladislav – editor. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Azin CZ, 2000. ISBN 80-238-3703-6
- [2] CHUDÁČEK, Zdeněk. *Radiodiagnostika I. část*. Brno: Idvpz, 1995. ISBN 80-7013-114-4
- [3] SVOBODA, Milan. *Základy techniky vyšetřování rentgenem*. Praha: Avicenum, 1976
- [4] KLENER, Vladislav a spol. *Hygiena záření*. Praha: Avicenum, 1988
- [5] BUSHONG, Stewart. *Radiologic Science for Technologist*. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1988. ISBN 0-8016-1532-1
- [6] SEIDL, Zdeněk, *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2012. ISBN 978-80-247-4108-6
- [7] NAVRÁTIL, Leoš, ROSINA, Josef a kolektiv. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada Publishing, a.s., 2005. ISBN 80-247-1152-4
- [8] SEHR, Alois, BRUNA, Josef a BLÁHA, Václav. *Radiologie a nukleární medicína*. Praha: SPN, 2005. ISBN 80-7066-023-6
- [9] KRIŽAN, Žikmund a HRŮZA, Eugen. *Röntgenovské lékařské přístroje: Konštrukcia – údržba - obsluha*. Bratislava: Osveta, 1962
- [10] KUTARŇA, Andrej. *Technické trendy a nové metody v radiodiagnostice*. Martin: Osveta, 1989
- [11] ŽÁČKOVÁ, Helena. *RENTGEN bulletin*. Praha: Státní ústav radiační ochrany, 2001, září 2001
- [12] ČSN EN 60601-1-3. *Zdravotnické elektrické přístroje – část 1: Všeobecné požadavky na bezpečnost – 3. Skupinová norma: Všeobecné požadavky na ochranu před zářením u diagnostických rentgenových zařízení* Praha: Český normalizační institut, 1997
- [13] Vyhláška č. 184/1997 Sb. *O požadavcích na zajištění radiační ochrany*, § 6, *Sbírka zákonů* 1997, částka 66 (1997)

- [14] Fakulta Pedagogická [online]. Comptonův jev. [cit. 3. 11. 2012]. Dostupné na WWW: <<http://www.kof.zcu.cz/st/dp/horsky/html/2compton.html>>
- [15] Astro Nukl Fyzika [online]. Biologické účinky ionizujícího záření. [cit. 20. 1. 2013]. Dostupné na WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>>
- [16] Lucie Súpová [online]. Princip zdůvodnění. [cit. 12. 2. 2013]. Dostupné na WWW: <<http://www.sukupova.cz/princip-zduvodneni/>>
- [17] SÚJB [online]. Používání rentgenu – lékařské ozáření. [cit. 12. 2. 2013]. Dostupné na WWW: <<http://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/zajimavosti-z-praxe-radiacni-ochrany/pouzivani-rentgenu-lekarske-ozareni/>>
- [19] Internetový portál RTG [online]. Katoda. [cit. 14. 3. 2013]. Dostupné na WWW: <http://www.rtg.fbmi.cvut.cz/index.php%3Foption=com_content&view=article&id=54&Itemid=60.html>
- [20] Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci [online]. Interakce rentgenového a gama záření s prostředím. [cit. 3. 11. 2012]. Dostupné na WWW: <<http://www.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/fyzikalni-zaklady/interakce-rentgenoveho-a-gama-zareni-s-prostredim/>>
- [21] Radiobiologie [online]. Fáze akutní nemoci z ozáření. [cit. 20. 1. 2013]. Dostupné na WWW: <<http://fbmi.sirdik.org/5-kapitola/53.html>>

Zdroje obrázků

- [1.1] KATEDRA TEORETICKEJ FYZIKY A DIDAKTIKY FYZIKY [online]. Teoretické vedomosti v skratke. [cit. 22. 4. 2013]. Dostupné na WWW: <http://www.ddp.fmph.uniba.sk/~hola/index_file/fluor/fluor2.html>
- [1.2] Astro Nukl Fyzika [online]. Biologické účinky ionizujícího záření. [cit. 4. 11. 2012]. Dostupné na WWW: <<http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#2>> Upraveno
- [1.3] A chemical life [online]. DNA breaks. [cit. 22. 4. 2013]. Dostupné na WWW: <http://achemicallife.wordpress.com/2012/12/22/how-reca-slides-in-to-the-rescue/dna_breaks/> Upraveno

- [1.4] Astro Nukl Fyzika [online]. Biologické účinky ionizujícího záření. [cit. 4. 11. 2012]. Dostupné na WWW: [<http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#2>](http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#2)
- [1.5] China Medical Device [online]. High Frequency Mobile X-ray Equipment (63mA) (PLX101A). [cit. 28. 4. 2013]. Dostupné na WWW: [<http://www.chinamedevice.com/ChinaSuppliers/4370/High-Frequency-Mobile-X-ray-Equipment\(63mA\)-\(PLX101A\)-444874.html>](http://www.chinamedevice.com/ChinaSuppliers/4370/High-Frequency-Mobile-X-ray-Equipment(63mA)-(PLX101A)-444874.html)
- [1.6] Radiology-equipment [online]. Siemens AXIOM Multix M – Digital X-Ray. [cit. 28. 4. 2013]. Dostupné na WWW: [<http://www.radiology-equipment.com/detail.CFM?LineItemID=1508>](http://www.radiology-equipment.com/detail.CFM?LineItemID=1508)
- [1.7] DOTOP [online]. High Frequency X Ray Mammography Machine System for Medical Diagnosis. [cit. 28. 4. 2013]. Dostupné na WWW: <http://www.portable-patientmonitor.com/china-high-frequency-x-ray-mammography-machine-system-for-medical-diagnosis-371202.html> >
- [1.8] Medical imaging resources, inc. [online]. Medical Imaging Equipment. [cit. 28. 4. 2013]. Dostupné na WWW: [<http://www.medimatingsales.com/>](http://www.medimatingsales.com/)

Zdroje tabulek

- [2.1] KLENER, Vladislav – editor. *Principy a praxe radiační ochrany*. Tab. 1.8 Radiační váhové faktory. Praha: Azin CZ, 2000, s. 82. ISBN 80-238-3703-6. Upraveno
- [2.2] KLENER, Vladislav – editor. *Principy a praxe radiační ochrany*. Tab. 1.9 Tkáňové váhové faktory. Praha: Azin CZ, 2000, s. 84. ISBN 80-238-3703-6. Upraveno
- [2.3] KLENER, Vladislav – editor. *Principy a praxe radiační ochrany*. Tab. 2.2 Doba nástupu klinických projevů na kůži rukou po expozici řídce ionizujícímu záření. Praha: Azin CZ, 2000, s. 185. ISBN 80-238-3703-6
- [2.4] KLENER, Vladislav – editor. *Principy a praxe radiační ochrany*. Tab. 2.3 Nominální koeficienty rizika pro jednotlivé orgány a tkáně. Praha: Azin CZ, 2000, s. 196. ISBN 80-238-3703-6. Upraveno

- [2.5] ČESKÁ GEOLOGICKÁ SLUŽBA [online]. VYHLÁŠKA Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb.o radiační ochraně. [cit. 23. 04. 2013]. Dostupné na WWW: <http://www.geology.cz/extranet/vav/analyza-zranitelnosti-krajiny/radon/program/vyhlaska_2002_307_ve_zneni_2005_499_prilohy.pdf>
- [2.6] ŽÁČKOVÁ, Helena. *RENTGEN bulletin*. Praha: Státní ústav radiační ochrany, 2001, září 2001, s. 2. Upraveno

Seznam příloh

Příloha A - Průměrné roční ozáření

Příloha B – Druhy rentgenových zařízení

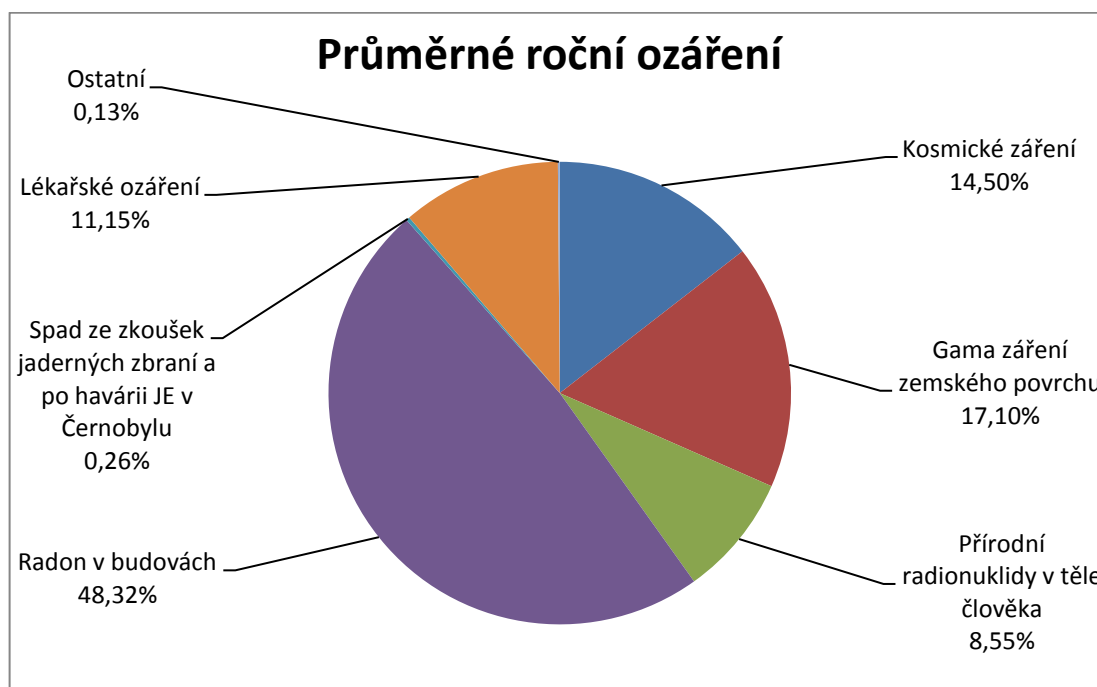
Příloha C – Příklad nemocničního protokolu o měření rozptýleného záření

Příloha A – Průměrné roční ozáření

Tabulka 25 - Průměrné roční ozáření [2.6]

	Zdroj	mSv/rok
Přírodní zdroje	Kosmické záření	0,39
	Gama záření zemského povrchu	0,46
	Přírodní radionuklidy v těle člověka	0,23
	Radon v budovách	1,3
Umělé zdroje	Spad ze zkoušek jaderných zbraní a po havárii JE v Černobylu	0,007
	Lékařské ozáření	0,3
	Ostatní	0,0035

Poznámka: Uvedené hodnoty jsou průměrné hodnoty získané z více než sta zemí. V České republice se průměrná hodnota z přírodních zdrojů uvádí v rozpětí 3 – 3,5 mSv a lékařské ozáření v rozpětí 0,6 – 1 mSv.



Graf 3 – Průměrné roční ozáření

Příloha B – Druhy rentgenových zařízení



Obrázek 13 - Mobilní rentgenové zařízení [1.5]



Obrázek 14 - Stacionární skiografické rentgenové zařízení [1.6]



Obrázek 15 – Mamografické rentgenové zařízení [1.7]



Obrázek 16 – CT zařízení [1.8]

Příloha C – Příklad nemocničního protokolu o měření rozptýleného záření



MĚŘENÍ ROZPTÝLENÉHO ZÁŘENÍ

PROTOKOL č. [redacted]

Držitel povolení: [redacted]
Pracoviště: [redacted] Budova: [redacted] podlaží: 1.
Adresa pracoviště: [redacted] Oddělení: [redacted]
Vlastník zdroje*: - Vyšetřovna: [redacted]
Adresa vlastníka: -

*Pokud je odlišný od držitele povolení

Datum měření: 22. prosinec 2010

Popis zařízení, identifikace

Název zařízení: MOBILETT XP DIGITAL v.č.: [redacted] rok vyr.: 2005
Typ zařízení: mobilní skiagrafické zařízení
Výrobce: Siemens

Měření provedl: [redacted]



Celkem výtisků: 5
Rozdělovník:



PROTOKOL ČÍSLO :

Datum měření : 22. prosinec 2010
Strana číslo : 2
Celkem stran : 3

Měření provedeno s vodním fantomem 250x250x150

Nastavené hodnoty rtg přístroje:

Napětí rentgenky U: 81 [kV]
Elektrické množství Q: 32 [mAs]
vycíleno na: 180x180 [mm]
FFD: 100 [cm]

Poznámka:

1. Pracovní místo při snímkování

Tabulka naměřených hodnot rozptýleného RTG záření

Měřené místo	ve výšce nad zemí [cm]	Změřeno $H_x(1exp.)$ [μSv]	Přepočteno $H_x(rok)$ [mSv]
A - pracovní místo 1	10	0,49	0,59
místo provádění expozice	50	0,72	0,86
2,0m od osy centrálního paprsku	90	0,89	1,07
obsluha používá ochranné pomůcky	120	0,87	1,04
	160	0,95	1,14

Tabulka naměřených hodnot rozptýleného RTG záření

Měřené místo	ve výšce nad zemí [cm]	Změřeno $H_x(1exp.)$ [μSv]	Přepočteno $H_x(rok)$ [mSv]
B - pracovní místo 2	10	2,23	2,68
(vyjíměčně)	50	2,36	2,83
1m od osy centrálního paprsku	90	3,05	3,66
obsluha používá ochranné pomůcky	120	3,26	3,91
	160	3,89	4,67

Tabulka naměřených hodnot rozptýleného RTG záření

Měřené místo	ve výšce nad zemí [cm]	Změřeno $H_x(1exp.)$ [μSv]	Přepočteno $H_x(rok)$ [mSv]
C - pracovní místo 3	10	2,18	2,62
(vyjíměčně)	50	2,23	2,68
1m od osy centrálního paprsku	90	3,12	3,74
obsluha používá ochranné pomůcky	120	3,26	3,91
	160	3,49	4,19

PROTOKOL O MĚŘENÍ ROZPTÝLENÉHO ZÁŘENÍ

PROTOKOL ČÍSLO : [REDACTED]	
[REDACTED]	Datum měření : 22. prosinec 2010
	Strana číslo : 3
	Celkem stran : 3

Tabulka naměřených hodnot rozptýleného RTG záření

Měřené místo	ve výšce nad zemí [cm]	Změřeno $H_x(1exp.)$ [μSv]	Prepočteno $H_x(rok)$ [mSv]
D - pracovní místo 4	10	0,32	0,38
místo provádění expozice	50	0,38	0,46
2,5m od osy centrálního paprsku	90	0,44	0,53
obsluha používá ochranné pomůcky	120	0,56	0,67
	160	0,63	0,76

Informace poskytnutá uživatelem rtg zařízení potřebná pro výpočet hodnoty rozptýleného RTG záření za rok:

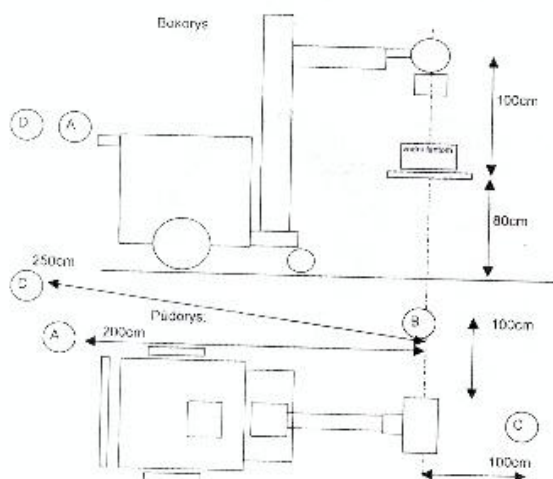
Průměrný předpokládaný počet expozic za 1 měsíc 100

Poznámka: Uveden paušální odhad počtu expozic před zahájením provozu. H_x lze upřesnit po krátkodobém provozu (lineárně dle reálného počtu expozic v roce a průměrného Q).

Přístroj	výrobní číslo	datum posledního ověření	platnost do	ověřil
Měřidlo RGD 27091	[REDACTED]	8. leden 2009	31. prosince 2011	ČMI

Celková nejistota stanovení změřených hodnot $\leq 30\%$.

Situace při snímkování:



PROTOKOL O MĚŘENÍ ROZPTÝLENÉHO ZÁŘENÍ